

Entwicklung eines Endoskopiesimulators mit spezieller Haptik für verschiedenartige neue Trainingsmethoden

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
eines Doktors der Naturwissenschaften
der Universität Mannheim

vorgelegt von
Dipl.-Phys. Klaus Rieger
aus Baden-Baden

Mannheim, 2008

Dekan: Professor Dr. Felix Freiling, Universität Mannheim
Referent: Professor Dr. Reinhard Männer, Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg
Korreferent: Professor Dr. Dr. Hans-Joachim Bender, Universitätsklinikum Mannheim

Tag der mündlichen Prüfung: 15. September 2008

Zusammenfassung

Koloskopie ist ein endoskopisches Verfahren zur Untersuchung des Colons. Da das Erlernen der Untersuchung schwierig ist und für den Patienten gefährlich sein kann, wird versucht, durch den Einsatz von Trainingsmodellen oder Computersimulatoren ein patientenunabhängiges Training zu realisieren. Die Möglichkeiten und Grenzen dieser Methoden werden in der vorliegenden Arbeit aufgezeigt und daraus neuartige Methoden zur Verbesserung des Trainings abgeleitet.

Um diese neuen Trainingsmöglichkeiten zu realisieren, wurde der vorhandene Simulator „EndoSim“ um eine akustische Ausgabe ergänzt. Die Haptik wurde sowohl im Umfang als auch bezüglich der Funktionalität erweitert. Dadurch entstand der erste Koloskopiesimulator, welcher eine maximale Realitätsstreue durch aktives Force-Feedback auf allen bei dieser Untersuchung möglichen Freiheitsgraden bietet. Des Weiteren ist dabei erstmals ein Koloskopiesimulator mit Positionierung auf den vier Freiheitsgraden realisiert worden.

Dies wurde genutzt, um dem Trainierenden neue Möglichkeiten der Hilfe anzubieten: Ein Lernender kann sich anhand von Aufnahmen führen lassen, diesen Wiedergabemodus für eigene Versuche unterbrechen und sich bei Schwierigkeiten wieder auf den empfohlenen Weg zurücksetzen lassen. Für Nutzer des Force-Feedback-Modus wurde die Möglichkeit geschaffen, sich bei Problemen einen vorausberechneten Weg sowohl optisch als auch haptisch aufzeigen zu lassen.

Die neu eingeführten Methoden erweitern in Ausbildung und Assessment den Einsatzbereich von Endoskopiesimulatoren. Zusätzlich zu den vorgestellten Möglichkeiten ist es durch die neue Haptik einfach möglich, weitere Anwendungen zur Verbesserung des Trainings – wie paralleles haptisches Training oder delokalisierte Anleitung durch einen Experten – zu realisieren.

Danksagung

An dieser Stelle danke ich allen, die zum Gelingen der Arbeit durch ihre Hilfe, durch Motivation und vielfältigen fachlichen Rat beigetragen haben.

Besonders hervorheben möchte ich die hilfsbereiten *Kollegen* der Technischen Informatik, namentlich folgende:

- Olaf Körner, von dem ich das Projekt übernommen habe.
- Ole Jakubik, mit dem ich, bis er in die Räume von VRmagic wechselte, den Raum und Drucker teilte.
- Yuning Yang, meinen freundlichen und hilfsbereiten Zimmerkollegen.
- Andreas Köpfle für seine fundierte Hilfe bei Linux-Problemen.
- Christian Steinle, der parallel zu mir an seiner Arbeit schrieb und daher immer gut für Aufmunterung und Gedankenaustausch war.
- Andreas Wurz, der fundiertes Wissen zeigte und viel Zeit investierte, wenn es Probleme bei Mathematik und Elektronik gab.
- Florian Beier, extrem hilfreich durch sein kritisches Korrekturlesen.
- Stephan Diederich, ebenfalls ein hilfsbereiter und kritischer Korrekturleser.

Aus meinem *persönlichen Umfeld* möchte ich besonders hervorheben:

- Angela Diel für die wiederholten Aufmunterungen und die – insbesondere in medizinischen Fragen – kritische Überprüfung der Arbeit.
- Meine Eltern, die mir die vielen Jahre Schule und Studium ermöglichten, so dass die darauf aufbauende Promotion erst möglich wurde.

Auch bei den Damen der *Verwaltung* möchte ich mich für die unbürokratische Hilfe bei bürokratischen Problemen bedanken. Im Speziellen bei:

- Christiane Glasbrenner, die ab dem ersten E-Mail Kontakt mit dem Institut über Urlaubs- und Reiseplanungen immer hervorragende Arbeit leistete.
- Dina Görlitz, die insbesondere bei kniffligen Fragen zur englischen Sprache immer weiter wusste.
- Andrea Seeger, die mir oft weiterhelfen konnte. Ihr vielfältiger Einsatz für die Belange der Mitarbeiter ist für uns alle wichtig.

Abschließend möchte ich noch die *Professoren* hervorheben, welche sich der vorliegenden Arbeit angenommen haben:

- Vielen Dank, Herr Professor Dr. Dr. Hans-Joachim Bender, dass Sie die verantwortungsvolle Aufgabe des Korreferenten übernommen haben!
- Last but not least, meinen besonderen Dank an den, der mir das vorliegende Thema angeboten hat und sich, trotz der Zusatzbelastung durch die Umbruchphase unseres Instituts, viel Zeit genommen hat, diese Arbeit immer wieder mit kritischer Betrachtung und neuen Ideen zu begleiten: Vielen Dank, Herr Professor Dr. Reinhard Männer!

Inhaltsverzeichnis

1	Motivation	1
1.1	Entstehung der Endoskopie	2
1.2	Koloskopie zur Krebsfrüherkennung	3
2	Einführung in die Thematik	7
2.1	Endoskopische Untersuchungen	8
2.1.1	Endoskopie	8
2.1.2	Koloskopie	11
2.1.3	Probleme der Koloskopie	13
2.2	Ausbildung und Qualitätsmanagement	19
2.2.1	Ausbildung	19
2.2.2	Qualitätsmanagement	23
3	Trainingsmodelle und Computersimulatoren	27
3.1	Effektive Ausbildung und Qualitätssicherung durch Simulatoren .	28
3.1.1	Training unabhängig von Patienten	28
3.1.2	Komplexität des Trainings an Leistungsniveau anpassen .	29
3.1.3	Kosten- und zeiteffektiv ausbilden	29
3.1.4	Fähigkeiten objektiv überprüfen	29
3.1.5	Trainingsmodelle versus Computersimulatoren	30
3.2	Trainingsmodelle	31
3.2.1	Simulatoren aus künstlichen Organen	31
3.2.2	Biosimulationsmodelle	34
3.2.3	Versuchstiere	36
3.3	Computersimulatoren	38

3.3.1	GI Mentor	41
3.3.2	AccuTouch	52
3.3.3	Virtual Endoscope System	60
3.3.4	Koloskopiesimulator der EPFL	63
3.3.5	KAIST-Ewha	65
3.3.6	EndoSim	69
4	Zielstellung	73
4.1	Neue Möglichkeiten für ein besseres Training	74
4.1.1	Haptisches Training mit virtuellem Ausbilder	74
4.1.2	Trainingsunterstützung für Fortgeschrittene	76
4.2	Komfortable und kostengünstige Nutzung	77
4.2.1	Komfortable Nutzung des Simulators	78
4.2.2	Reduktion der Kosten	78
4.3	Evaluation	78
4.3.1	Objektives Überprüfen der Fähigkeiten	78
4.3.2	Leistungsbestimmende Parameter	79
4.4	Realitätstreue maximieren	79
4.4.1	Akustik	80
4.4.2	Haptik	80
5	Umsetzung	83
5.1	Ansatz zur Realisierung der Ziele	84
5.2	Mechanik	85
5.2.1	Weiterer Antrieb für viertes Force-Feedback	85
5.2.2	Aktives Force-Feedback und Positionierung	85
5.3	Elektronik	86
5.3.1	Aufgaben der Elektronik	86
5.3.2	Erforderliche Neuentwicklungen	87
5.4	Software	87
5.4.1	Ansteuerung für verbesserte Haptik	87
5.4.2	Erweiterungen für neue Funktionen	88

6	Entwicklung von Mechanik, Elektronik und Software	91
6.1	Mechanik	92
6.1.1	Kompakter und präziser Antrieb für den Vorschub	93
6.1.2	Direktantrieb der Handräder	97
6.1.3	Rotation um die Schlauchachse	101
6.2	Elektronische Ansteuerung	108
6.2.1	Aufgaben der Ansteuerungen	108
6.2.2	Probleme der Ansteuerung	111
6.2.3	Einheitliche Lösung Schnittstellenkarte/Servoverstärker	113
6.2.4	Aufbau der Schnittstellenkarte	115
6.2.5	Einsatz der Schnittstellenkarte	122
6.3	Software	123
6.3.1	Erweiterte Einstell- und Kontrollmöglichkeiten	124
6.3.2	Grafische Benutzeroberfläche	125
6.3.3	Unterschiede zwischen Linux und Windows	126
6.3.4	Resultat	131
7	Funktionen für Komfort und Evaluation	133
7.1	Komfortabler Start des Gerätes	134
7.1.1	Ausgaben über Konsole bis zum Kalibrieren	134
7.1.2	Informationen nach Start der GUI	135
7.2	Informationen und Einstellungen beim Training	136
7.2.1	Richtungsanzeige als Einblendung in das Bild	136
7.2.2	Rahmen mit Fortschritts- Positions- und Kraftanzeigen	136
7.2.3	Einstellmöglichkeiten über GUI und Tastatur	137
7.3	Bewertungen während der Untersuchung	137
7.3.1	Darstellung der einzelnen Kräfte	137
7.3.2	Berechnung der Gesamtkraft	138
7.3.3	Darstellung der Gesamtkraft	138
7.4	Evaluation durch Statistik am Trainingsende	139
7.4.1	Maximale und mittlere Kraft beim Einführen	139
7.4.2	Benötigte Zeit für das Einführen des Endoskops	140
7.4.3	Absolute und prozentuale Zeit des Endoskops im Lumen	141

8	Optimiertes haptisches und neues akustisches Feedback	143
8.1	Akustische Ausgabe	144
8.1.1	Auswahl der relevanten Kräfte	144
8.1.2	Bestimmung der Intensität	145
8.1.3	Diskretisierung der stetigen Funktion	146
8.1.4	Aufzeichnung der Klänge	146
8.1.5	Auswirkungen der Tonausgabe	147
8.2	Force-Feedback-System	148
8.2.1	Positionierungssystem für vier Freiheitsgrade	148
8.2.2	Erweiterung des deskriptiven Modells um Drehmomente	151
9	Neue Trainingsmöglichkeiten durch Leit- und Führungssysteme	159
9.1	Führung anhand professioneller Vorgaben	160
9.1.1	Bewegungen aufzeichnen	160
9.1.2	Wiedergabe von Bewegungen	161
9.1.3	Wechsel zum freien Training und zurück zur Führung	162
9.1.4	Synchronisation der aktuellen Position zur Aufzeichnung	163
9.2	Automatische Hilfe und Führung	171
9.2.1	Empfehlungen als Trainingsunterstützung	171
9.2.2	Berechnung der optimalen Bewegungsabfolge	171
9.2.3	Optimierung des Algorithmus	175
9.2.4	Optische und haptische Richtungsempfehlung	181
10	Rückblick und Ausblick	185
10.1	Rückblick	186
10.1.1	Anforderungen	186
10.1.2	Erreichte Ziele	186
10.2	Ausblick	187
10.2.1	Lokale und delokale Kopplung mehrerer Simulatoren	188
10.2.2	Erweiterung des vorausberechneten Weges	190
10.2.3	Ergonomie	190
10.2.4	Externe Kompression und Umlagerung	191
10.3	Fazit	192

A	Abkürzungsverzeichnis	195
B	Anmerkungen	199
B.1	Rechtschreibung	199
B.2	Zitate	199
B.3	Quellenbelege	199
C	Softwaremodule	201
C.1	Haptik	201
C.2	Grafik	201
C.3	Akustik	201
D	Berechnung linearer Abbildungen	203
D.1	Abbildungen vom Drei- ins Zweidimensionale	203
D.2	Orientierung des Objektivs im Raum	206
D.3	Abstand des Objektivs vom Ursprung	207
D.4	Bestimmung der Drehmatrix	208
	Abbildungsverzeichnis	213
	Literaturverzeichnis	265

Kapitel 1

Motivation

Endoskopie [zu griech. skopeĩn »betrachten«] *die*,
-/. . . 'pi|en, diagnost. Verfahren zur Untersuchung
(»Spiegelung«) von Körperhöhlen und -kanälen . . .

[Definition aus dem Brockhaus (2006c)]

Mit der Geschichte der Einführung des erst kürzlich wiederentdeckten ersten Endoskops und der Darstellung einer heute als Vorsorgeuntersuchung wichtig gewordenen endoskopischen Untersuchung (Koloskopie) wird die Beschäftigung mit diesem Gebiet der Medizin motiviert.

1.1 Entstehung der Endoskopie

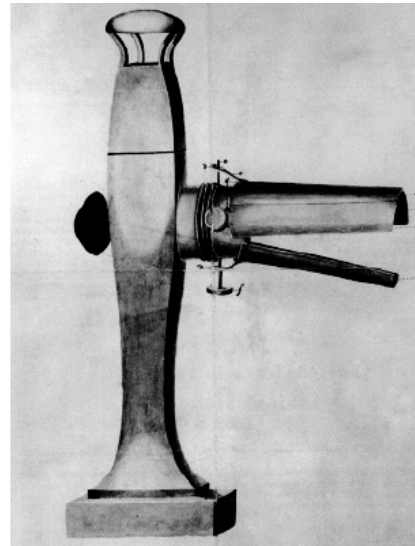


Abbildung 1.1: Selbstbildnis von Bozzini (1773–1809) und Kupferstich des Lichtleiters.

Im Juni 1805 wurde an einem Privatentbindungsinstitut in Halle eine Kolposkopie (Spiegelung der Vagina) in einem Kreis von Hochschullehrern und Ärzten vorgeführt (vgl. Reuter 2006). Diese erste dokumentierte endoskopische Untersuchung¹ wurde ermöglicht durch den „Lichtleiter“, erfunden von *Philipp Bozzini*.

In seiner ersten wissenschaftlichen Abhandlung „Lichtleiter, eine Erfindung zur Anschauung innerer Theile und Krankheiten nebst der Abbildung“ beschreibt der Frankfurter Arzt Bozzini (1806) Aufbau und Funktion seiner Erfindung:

Der ca. 35 cm hohe Lichtbehälter enthält eine Wachskerze, die durch eine Federvorrichtung immer in der gleichen Höhe brennt. Über einen Hohlspiegel wird das Licht durch die eine Hälfte der Ansatzröhre auf das zu betrachtende Objekt gelenkt. Das Bild wird über die andere Hälfte zurück auf das Auge des Betrachters geworfen (→ Abb. 1.1). Die verschiedenen dazu entwickelten Spekula zeigen,

¹Der 1850/51 von Hermann von Helmholtz (1867, 1999, 1910) entwickelte Augenspiegel wurde lange als erstes Gerät gesehen, welches Einsicht in das Organinnere erlaubt. Er erlaubt jedoch im Gegensatz zu den typischerweise als Endoskop bezeichneten und im Folgenden beschriebenen Geräten keinen Eingriff. Nachdem das lange Zeit verschollene Original des Lichtleiters in den USA wieder aufgetaucht und seit 2002 im Josephinum in Wien ausgestellt ist, bestehen keine Zweifel mehr, dass Bozzini der Erfinder des Endoskops ist (vgl. Skopec 2007).

dass das Gerät für die Untersuchung verschiedenster Körperöffnungen gebaut ist. Auch das Vornehmen von Eingriffen mit Hilfe des Lichtleiters wird ermöglicht, indem einzelne Blätter des Spekulum entfernt werden, so dass das umliegende Gewebe mit dem Finger oder einem Instrument erreicht werden kann.

Damit ist es *Philipp Bozzini*² durch die Entwicklung des Lichtleiters gelungen, als erster in Bereiche des lebenden Körpers vorzustoßen, die vorher dem Arzt verschlossen waren. Dieses Ziel formulierte er als Titel der ein Jahr später erschienenen Monographie: „Der Lichtleiter oder die Beschreibung einer einfachen Vorrichtung und ihrer Anwendung zur Erleuchtung innerer Höhlen und Zwischenräume des lebenden animalischen Körpers“ (Bozzini 1807).

1.2 Koloskopie zur Krebsfrüherkennung

Die heute wohl populärste endoskopische Untersuchung ist die zur Früherkennung eines Kolonkarzinoms eingesetzte Koloskopie – und das aus gutem Grund:

„Dickdarmkrebs entwickelt sich fast immer aus den Zellen der Schleimhaut, die den Darm auskleiden“ (Koch und Windeler 2005). Bösartiger Krebs entwickelt sich meist aus warzenartigen, oft pilzförmigen Wucherungen der Schleimhaut, die Polypen genannt werden. Für Deutschland gilt, dass „Darmkrebs ... mittlerweile für beide Geschlechter die zweithäufigste Krebserkrankung [ist]. Die Zahl der jährlichen Neuerkrankungen ... wird für Männer und Frauen jeweils auf etwas über 35.000 geschätzt. Männer erkranken im Mittel mit 69, Frauen mit 75 Jahren – also vergleichsweise spät. Darmkrebs ist darüber hinaus ... die zweithäufigste Krebstodesursache“ (Robert Koch-Institut 2006) und damit „für jeden siebten bis achten Krebstodesfall verantwortlich“ (Koch und Windeler 2005).

„Die relative 5-Jahres-Überlebensrate liegt für Männer und Frauen inzwischen bei 56 %“ (Robert Koch-Institut 2006). Es konnte also nur etwa die Hälfte der Patienten gerettet werden. Daher wird versucht, durch vermehrten Einsatz der auf zweierlei Weise wirkenden Früherkennung, die Letalität zu verringern:

²Bozzini war sehr vielseitig: Seine Vorstellung gab ihm Ideen, seine zeichnerischen Fähigkeiten die Möglichkeit, sie festzuhalten (→ Abb. 1.1). Sein Beruf als Arzt bot sowohl Motivation als auch Einsatzmöglichkeit für diese Erfindung. Durch seinen frühen Tod verließ die Endoskopie das experimentelle Stadium nicht. Erst ein halbes Jahrhundert später durch Désormeaux (1855) wiederentdeckt, wurde die Endoskope von Nitze (1879) und Leiter (1880) deutlich weiterentwickelt.



- In etwa einem Drittel³ der Fälle werden Polypen entdeckt, die oft eine Präkanzerose (Vorstufe von Krebs) darstellen. Diese können durch Kauterisation (elektrisches Entfernen und Koagulieren) mit einer Schlinge gleich entfernt werden. Dieses prophylaktische Entfernen von Polypen (Polypektomie) soll deren Entartung verhindern und damit das Risiko verringern, dass überhaupt ein Karzinom im Colon entsteht.
- Falls ein Karzinom entdeckt wird, ist das Standardverfahren⁴ eine offene Resektion des tumortragenden Colons inklusive des regionären Lymphabflussgebietes (bei größeren Karzinomen auch Bestrahlung und Chemotherapie). Dabei kann bei kleinen Karzinomen großzügig entfernt werden, was die Überlebensrate deutlich erhöht: Beispielsweise liegt sie auf 5 Jahre betrachtet im Falle von UICC⁵ Stadium I⁶ bei 83,9 %, im Falle von UICC Stadium II⁷ bei 71,7 %. Haben sich zusätzlich zum Tumor auch noch Lymphknotenmetastasen und Fernmetastasen gebildet (UICC Stadium IV) liegt die Überlebensrate nur noch bei 8,2 % (vgl. Tumorregister München 2007).

Durch regelmäßige Früherkennung wird erwartet, dass Karzinome in einem frühen und damit gut zu therapierenden Zustand entdeckt werden (→ Abb. 1.2). Dass dies erreicht wird, bestätigt eine aktuelle Studie, bei der „über 68 % der diagnostizierten Karzinome ... in den prognostisch günstigen Stadien UICC I und UICC II entdeckt [wurden]“ (Kassenärztliche Bundesvereinigung 2007a).

Von neun propagierten Methoden zur Früherkennung von Krebs im Dickdarm, die in der kritischen Auswertung von Koch und Windeler (2005) beurteilt werden, fällt die Nutzen-Risiko-Abwägung nur für Koloskopie, Sigmoidoskopie und für den Stuhltest „noch positiv aus“. Diese Verfahren sind „mit Einschränkung geeignet“. Alle anderen Verfahren⁸ erhalten eine schlechtere Wertung. Auch für die

³ „Polypen/Adenome: 2003: 28,3 %, 2004: 30,1 %, 2005: 32,2 % ,advanced adenomas‘: 2003: 5,8 %, 2004: 6,1 %, 2005: 6,6 %“ (Kassenärztliche Bundesvereinigung 2007a).

Ergebnis der großen US-Studie von Wexner et al. (2001): Polypen: 34,2 %, Tumore: 3,4 %.

⁴ Alternative Verfahren wie Zelltherapie, Krebs-Mehrschritt-Therapie, Ozontherapie, Feldenkrais, Qigong und Anthroposophie sind „nicht geeignet“ (Federspiel und Herbst 2005).

⁵ Union Internationale Contre le Cancer: Internationale Organisation mit Sitz in der Schweiz.

⁶ Tumor klein, keine Lymphknotenmetastasen, keine Fernmetastasen (vgl. UICC et al. 2007).

⁷ Tumor groß, keine Lymphknotenmetastasen, keine Fernmetastasen (vgl. UICC et al. 2007).

⁸ Immunologische Tests auf verborgenes Blut im Stuhl, Tests zum Nachweis von Genverän-

1.2 Koloskopie zur Krebsfrüherkennung

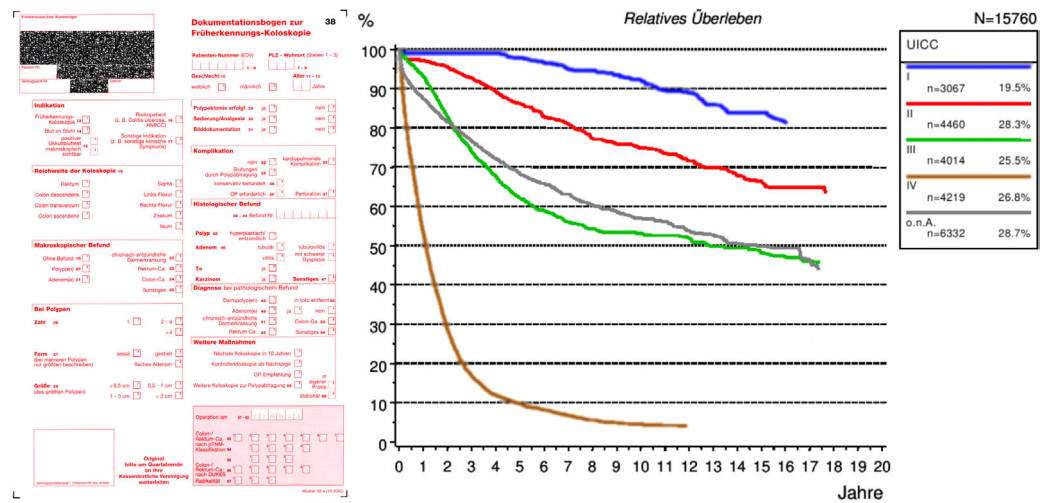


Abbildung 1.2: Links der Dokumentationsbogen zur Früherkennungs-Koloskopie (Kassenärztliche Bundesvereinigung 2002). Rechts: „Relatives [ist größer als absolutes] Überleben für Darmtumor nach UICC“ (Tumorregister München 2007, auch Bild). Kurven für die günstigen UICC I/II Stadien befinden sich oben, für das ungünstige Stadium IV unten.

stark beworbene „virtuelle Endoskopie“ fällt die Nutzen-Risiko-Abwägung „insgesamt negativ aus. Die CT-Koloskopie ist zur Früherkennung von Darmkrebs nicht geeignet“ (Koch und Windeler 2005). Alternative Verfahren können im besten Falle die Koloskopie ergänzen. Dies ist der Fall, da „eine Besonderheit der Früherkennungsuntersuchungen für Darmkrebs ist, dass die Methoden nicht nur Hinweise auf Krebs finden sollen. Ziel ist auch die Suche und Entfernung von größeren, noch gutartigen Darmpolypen, um das Risiko zu verringern, dass sich aus ihnen ein Darmkrebs entwickelt“ (Koch und Windeler 2005).

„Seit Oktober 2002 ist die Darmspiegelung Kassenleistung. Ab 55 Jahren haben Deutsche die Wahl: entweder alle zwei Jahre einen Test auf Blut im Stuhl oder im Abstand von zehn Jahren zweimal eine Darmspiegelung“ (Weymayr 2005). Damit ist die Koloskopie als Vorsorgeuntersuchung zum Standard geworden. Die begleitende Studie zeigt deutlich, dass damit eine häufige Krebsart entweder schon am Entstehen gehindert wird oder dass Patienten zumindest durch frühes Erkennen viel öfter geheilt werden (vgl. Kassenärztliche Bundesvereinigung 2007a).

derungen im Stuhl, Computertomografie des Dickdarms, Doppelkontrastuntersuchung des Dickdarms, Tumormarker CA19-9 und CEA, Test auf Tumor-M2-Pyruvatkinase im Stuhl.



Kapitel 2

Einführung in die Thematik

Koloskopie Kolonoskopie [zu Kolon und griech. skopeîn »betrachten«] *die*, /... 'pi|en, endoskop.

Untersuchung des Dickdarms (Darmspiegelung) mit einem flexiblen Spezialendoskop (Koloskop);

[Definition aus dem Brockhaus (2006b)]

Zur Einführung wird definiert, was unter Endoskopie und dem Spezialfall Koloskopie zu verstehen ist. Es werden die dafür eingesetzten Instrumente und deren Anwendungen beschrieben. Darauf folgend werden die Probleme, welche sich im medizinischen Einsatz ergeben, dargelegt und es wird gezeigt, wie sie durch eine entsprechende Ausbildung in den Griff zu bekommen sind.

2.1 Endoskopische Untersuchungen

2.1.1 Endoskopie

Endoskopie wird sowohl in der Technik (ausführlich in Reling 1997) als auch in der Medizin eingesetzt. Im Folgenden wird ausschließlich die medizinische Nutzung betrachtet, welche der Pschyrembel (2007) folgendermaßen definiert:

„Ausleuchtung u. Inspektion von Körperhöhlräumen u. Hohlorganen mit Hilfe eines Endoskops*; als diagnost. E. mit der Möglichkeit zur Entnahme einer Gewebeprobe (Biopsie*) zur histol. Untersuchung, evtl. in Komb. mit Röntgendiagnostik (z. B. als ERC^[1], s. ERCP^[2]) od. Ultraschalldiagnostik (Endosonographie*), sowie zur Durchführung kleinerer op. Eingriffe unter visueller Kontrolle (z. B. Elektro- od. Laserkoagulation, endoskop. Polypektomie, Papillotomie, Fremdkörperentfernung, Sklerosierung bzw. Gummibandligatur von Ösophagusvarizen).“

Endoskope

Ein Endoskop muss Folgendes zur Verfügung stellen: künstliches Licht, Lichteinspiegelung auf das zu untersuchende Objekt und Lichtleitung für getrennte Lichtein- und Rückstrahlung zum beobachtenden Auge (vgl. Grünfeld 1879). Daher besitzt es „Objektiv und Okular sowie eine Beleuchtungseinrichtung“ (Brockhaus 2006a). Da es heute möglich ist, das Bild auch elektronisch zu übertragen, ist eine allgemeiner gefasste Definition günstiger: „Aufgabe eines Endoskops ist es, Licht in einen Hohlraum hinein und ein Bild herauszubringen“ (Reling 1997).

Das Endoskop ist je nach Anwendung ein „starres oder flexibles schlauchförmiges Instrument zur Besichtigung von Körperhöhlen“ (Brockhaus 2006a):

Bei einem starren Endoskop (→ Abb. 2.1) wird das Bild über ein Linsensystem durch das Rohr geleitet. Vorteile dieser Bauart sind die relativ geringen Kosten für die Herstellung, eine einfache Bedienung des Instrumentes während der Untersuchung und ein problemloses Reinigen danach.

¹Endoskopisch retrograde Cholangiographie: Endoskopische/Röntgenologische Kontrastmitteldarstellung der Gallenwege ohne Darstellung des Pankreasganges.

²Endoskopisch retrograde Cholangiopankreatikographie: Endoskopische/Röntgenologische Kontrastmitteldarstellung der Gallenwege mit Darstellung des Pankreasganges.

Flexible Endoskope befinden sich in einem dreh- und wendbaren Schlauch. Das Bild wird über ein geordnetes Glasfaserbündel übertragen (vgl. Reling 1997).

Dies erlaubt den Zugang zu gekrümmten Hohlräumen. „Aufgrund der Faseroptik nenn man sie auch Fiberendoskope oder Fibroskope (fibra lat. – Faser). ... Mit Drehknöpfen kann die Spitze bei hochwertigen flexiblen Endoskopen zusätzlich abgewinkelt werden, sodass alle Bereiche einsehbar sind. Spül- und Absaugvorrichtungen sorgen beim Endoskop für freie Sicht. Zusätzlich kann ein Seitenkanal zum Einführen von chirurgischen Instrumenten vorhanden sein, um operative Eingriffe unter Sicht durchführen zu können“ (Schubert 2000).

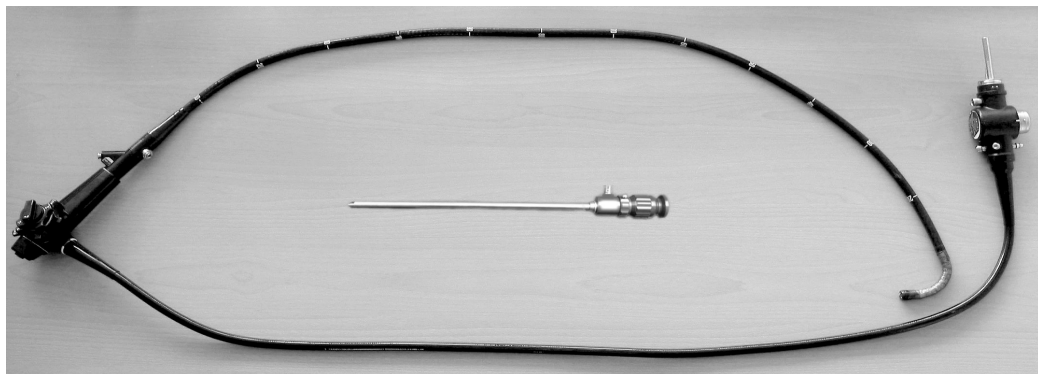


Abbildung 2.1: In der Mitte ein starres, außen ein flexibles Endoskop. Das Handteil des flexiblen Endoskops für die Navigation befindet sich hier auf der linken Seite. Rechts liegen der Anschluss an die Basisstation sowie – im abgewinkelten Zustand – das bewegliche distale Ende, das für Untersuchungen und Eingriffe in den Körper eingeführt wird.

Bei der in den 80er Jahren eingeführten Video-Endoskopie erfolgt die Übertragung des Bildes auf elektronische Weise (vgl. Cotton und Williams 2003). Dadurch kann auf das Linsensystem (beim starren Endoskop) bzw. auf das geordnete Glasfaserbündel (beim beweglichen Endoskop) verzichtet werden.

Bei Video-Endoskopen (→ Abb. 2.2) befindet sich „der Farbchip am distalen Ende der Endoskope“ (Weiser 2005). Das Bild wird elektronisch übertragen und dann auf einem Monitor dargestellt. Dabei lässt es sich auch digital vergrößern.

Ein noch besseres Bild ist durch Zoomen möglich: „Die bis zu 150-fache Vergrößerung wird beim Olympus Zoomendoskop durch das Verschieben des Linsensystems vor dem Farbchip mit Hilfe eines Motors erreicht“ (Weiser 2005).



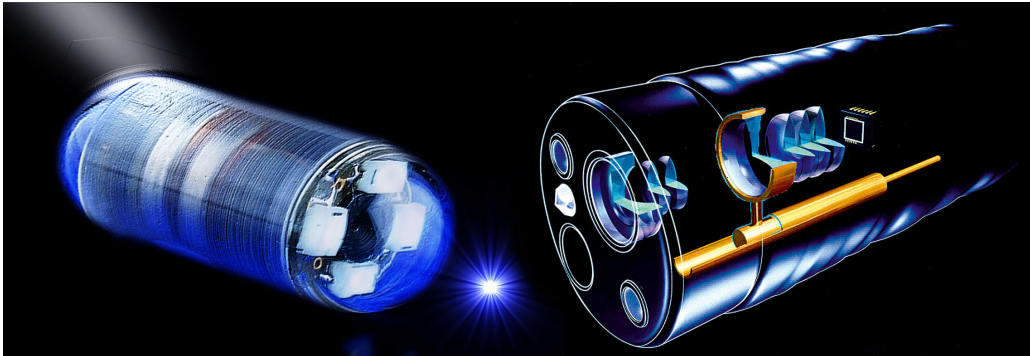


Abbildung 2.2: Video-Endoskopie wird sowohl bei der Kapsel-Endoskopie als auch bei herkömmlichen Endoskopen eingesetzt. Die PillCam-Kapsel sendet bis zu zehn Stunden lang zwei Bilder pro Sekunde. Das rechte Bild zeigt das distale Ende von einem Zoom-Video-Endoskop (mit freundlicher Genehmigung der Olympus Deutschland GmbH).

Eine weitere neue Technik, die erst durch Videoübertragung denkbar wird, ist die seit Mitte 2001 verfügbare Kapsel-Endoskopie (vgl. Brockhaus 2006c). Durch das Schlucken einer 26×11 mm großen Kapsel, die mit Kamera und Sender ausgestattet ist, lässt sich der Dünndarm – statt wie bei konventionellen Methoden nur zu 30 % – vollständig untersuchen (vgl. Krüger-Brand 2002). Das Auswerten der dabei entstehenden Aufnahme ist sehr aufwändig (vgl. Keuchel et al. 2006).

„Die wichtigste Komplikation ist die Retention der Kapsel – das sogenannte Steckenbleiben“, welche nach Blaha und Gschwantler (2004) „bei weniger als 0,5 %^[3] der Untersuchungen beschrieben wird.“

Deren Einsatz im Colon wurde erstmals von Schreiber et al. (2001) und von Fireman und Kopelman (2002, 2007) betrachtet: Die Aufnahmen sind nicht mit der Koloskopie vergleichbar. Als Ersatz für das Kolonkarzinom-(CRC⁴)-Screening für große Populationen wurde die Kapsel in einer Pilotstudie mit folgendem Ergebnis getestet: „Die CCE^[5] hatte im Vergleich zur Koloskopie eine vielversprechende Genauigkeit. Diese neue nichtinvasive Technik verdient eine weitere Evaluation als eine potenzielle CRC-Screening-Methode“ (Schoofs et al. 2007).

³Diese Angabe ist vorsichtig zu interpretieren, da „endgültige Komplikationsdaten aus größeren prospektiven Studien ausstehen“ (Blaha und Gschwantler 2004). Zu deutlich ungünstigeren Ergebnissen kommen de Franchis et al. (2002) mit 4 % und Pennazio et al. (2002a, b) mit 5 %.

⁴Colorectal Cancer: Krebs im Dickdarm oder im Enddarm.

⁵Colon Capsule Endoscopy: Dickdarmuntersuchung durch Kapselendoskopie.

Untersuchungen des Magen-Darm-Trakts

Von den verschiedenen endoskopisch untersuch- oder behandelbaren Körperbereichen⁶, wird im Folgenden nur noch der Magen-Darm-Trakt betrachtet.

„Die Anwendungen der Endoskopie im Magen-Darm-Kanal [sind] ... Spiegelung der Speiseröhre (Ösophagoskopie), des Magens (Gastroskopie), des Zwölffingerdarms (Duodenoskopie), des Dickdarms (Koloskopie) und des Enddarms (Rektoskopie). Die Gallen- und Bauchspeicheldrüsenwege können endoskopisch in einer Kombination mit Röntgenuntersuchungen mittels → ERCP untersucht werden“ (Brockhaus 2006b). Weitere Untersuchungen in diesem Bereich sind die Dünndarmspiegelung durch Enteroskopie und Kapselendoskopie und die beiden Dickdarmuntersuchungen Sigmoidoskopie und Proktoskopie.

Die vier Untersuchungsarten des Colons (Dickdarm) unterscheiden sich in der maximalen Eindringtiefe und den dafür eingesetzten Instrumenten. Während bei den nicht so tief gehenden Untersuchungen Proktoskopie und Rektoskopie starre Endoskope zum Einsatz kommen, werden bei der Sigmoidoskopie und der Koloskopie flexible Endoskope eingesetzt (→ Abb. 2.3). Nur durch die flexible Endoskopie wird ein tieferes Eindringen in den gewundenen Darm ermöglicht.

2.1.2 Koloskopie

Die Koloskopie ist im Pschyrembel (2007) definiert als „endoskop. Untersuchung des Colons* einschl. distale Ileoskopie (Ileokoloskopie) ...“. Das dafür eingesetzte Endoskop wird bezeichnet als „Ko|lo|skop, das; -s, -e [zu ↑ Kolon (3) u. griech. skopeîn = betrachten] (Med.): *Gerät zur direkten Untersuchung des Colons* (3);“ (Brockhaus 1995). „Die meisten Untersucher bevorzugen Instrumente von 160–170 cm Länge“ (B. P. Saunders in Classen et al. 2003).

„Das Kolon ist etwa 1,4 m lang und unterscheidet sich im Aufbau vom Dünndarm durch den Besitz von Haustren⁷, Taenien⁸ und Appendices epiploicae⁹].

⁶„Endoskopisch einsehbar sind Brustraum (Thorakoskopie, Mediastinoskopie), die großen Atemwege bis zu den Bronchien (Bronchoskopie), der Magendarmtrakt (Gastro-, Kolo-, Rekto-, Proktoskopie) und der Bauchraum (Laparoskopie). Außerdem können manche Gelenke auf diese Weise untersucht werden (Arthroskopie).“ (Berufsverband deutscher Internisten e.V. 2008)

⁷Haustra coli: Ausbuchtungen zwischen den Taenien der Wand des Colons.

⁸Taeniae coli: Die in drei Streifen angeordnete Längsmuskelschicht des Colons.

⁹Appendices epiploicae: Kleine, fettgefüllte Ausstülpungen der Dickdarmschleimhaut.



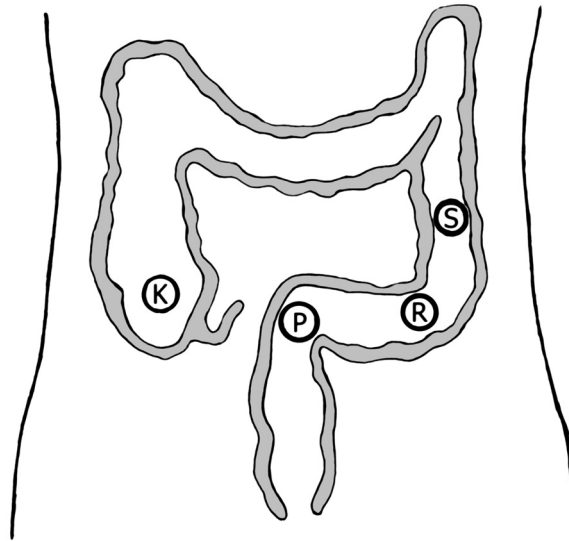


Abbildung 2.3: „Reichweite verschiedener Endoskope: Proktoskop (ca. 12 cm); Rektoskop (ca. 30 cm); Sigmoidoskop (ca. 70 cm); Koloskop (200 cm)“ (Pschyrembel 2007).

Die Taenien sind etwa 1 cm breite Längsstreifen, auf die die äußere Längsmuskulatur zusammengedrängt ist. ... Zwischen den Taenien wölbt sich die Wand zu Haustren vor, zwischen diesen liegen Einschnürungen, die ins Lumen als Falten ... vorspringen. Die Appendices epiploicae stellen zipfelförmige Fettanhängsel des subserösen Bindegewebes dar. Das 7 cm lange, intraperitoneal gelegene Zökum^[10] ist der Anfangsteil des Dickdarms. Am Zökum hängt die etwa 9 cm lange, in der Lage sehr variable Appendix vermiformis^[11]“ (Rexroth 2005).

Indikationen für eine Koloskopie sind „persistierende Durchfälle unklarer Ätiol., röntg. od. klinischer Verdacht auf entzündl. Dickdarmerkrankungen (u. a. Enteritis regionalis Crohn, Colitis ulcerosa), Darmpolypen od. maligne Tumoren (kolorektales Karzinom)“ (Pschyrembel 2007). Eingeschränkt wird die Untersuchung durch folgende, „relative Kontraind.: schwere lokale Entz. z. B. bei Colitis* ulcerosa^[12], toxischem Megakolon*^[13], akuter Divertikulitis*^[14].“

¹⁰Caecum: Blinddarm.

¹¹Appendix: Wurmfortsatz des Blinddarms. Umgangssprachlich ungenau Blinddarm genannt.

¹²Entzündung des Dickdarms.

¹³Lebensbedrohliche, starke Ausweitung des Colons mit schnellverlaufender Colitis.

¹⁴Entzündung der Wand von Darmausstülpungen.

2.1.3 Probleme der Koloskopie

Nach der Beschreibung der Koloskopie und deren Anwendungen sollen im Folgenden Probleme betrachtet werden, welche diese Methode mit sich bringt.

Kosten

Flexible Endoskopien, wie die hier betrachtete Koloskopie, sind aufwändig und damit teuer: Sie erfordern eine lange Ausbildung, Kosten für Anschaffung und Pflege¹⁵ der Instrumente und viel Zeit des Arztes für Vorbereitung und Durchführung der Untersuchung. Für diese Leistungen rechnet ein deutscher Arzt abhängig vom Untersuchungsaufwand und vom Status des Versicherten folgendermaßen ab:

Grundlage für die Abrechnung bei *Privatpatienten* ist die Gebührenordnung für Ärzte (GOÄ), herausgegeben vom Verband der Privatärztlichen Verrechnungsstellen (2006). Die Abrechnungsziffer 687 steht für die hohe Koloskopie bis zum Caecum – gegebenenfalls einschließlich Probeexzision und/oder Probepunktion. Der Arzt kann dafür 1 500 Punkte abrechnen. Das bedeutet beim üblichen 2,3-fachen Steigerungssatz einen Betrag von 201,09 €. In der Regel sind die Kosten jedoch höher, da der Arzt Leistungen rund um die Koloskopie extra berechnet.

Im Gegensatz dazu wird bei *gesetzlich versicherten Patienten* für einen umfassenden Behandlungskomplex¹⁶ nur einmal pauschal bezahlt. Die Kassenärztliche Bundesvereinigung (2005) legt dabei der Abrechnung bei gesetzlich Versicherten den einheitlichen Bewertungsmaßstab (EBM) zugrunde. Nach Abrechnungsziffer 13 421 gibt es für den koloskopischen Behandlungskomplex 4 100 Punkte, was bei einem Punktwert von 5,11 Cent¹⁷ 209 € und 51 Cent ergibt.

¹⁵Ausführlich werden Hygienestandards in der gastroenterologischen Endoskopie beschrieben von Euler (2001a, b), von Leiß et al. (2002) und in den Robert Koch-Institut (2002)-Empfehlungen. Über Hygieneüberprüfungen an Endoskopen berichtet der Hersteller Olympus (2001).

¹⁶Totale Koloskopie mit Darstellung des Caecums, Patientenaufklärung zur Koloskopie und zur Prämedikation, Aufklärung zum Vorgehen und zu einer möglichen Polypektomie und anderen therapeutischen Maßnahmen in derselben Sitzung, Information zu Ablauf und Dauer der Darmreinigung, Aushändigung aller Substanzen zur Darmreinigung, Foto-/Videodokumentation, Nachbeobachtung und -betreuung, Überprüfung der Hygienequalität, Vorhaltung Notfallausstattung.

¹⁷Der Wert ist analog zu Berechnungen gewählt, welche die Kassenärztliche Bundesvereinigung (2007b) anwendet: „* Der Punktwert wurde hier mit dem kalkulatorisch üblichen Wert von 5,11 Cent berechnet; der tatsächliche Auszahlungspunktwert liegt oft deutlich darunter.“



Untersuchung unangenehm für den Patienten

Eine Koloskopie ist für den Patienten wegen der langwierigen Vorbereitung und der Beschwerden während und nach der Untersuchung unangenehm.

*Macrogol*¹⁸ ist laut Arzneimittelkursbuch (2007) das „Mittel der Wahl zur Reinigung des Darmes vor diagnostischen oder operativen Maßnahmen im Bereich des Dünn- und Dickdarms. . . . *Macrogol* [¹⁹] besteht aus inerten Polymeren von Ethylenglykol, die im Darm Flüssigkeit binden, den Darminhalt erweichen und dadurch den Stuhlgang erleichtern“. Für die Koloskopie ist eine vollständige Darmentleerung nötig, für die „innerhalb von 2–6 Stunden 3–4 Liter der gebrauchsfertigen“ Lösung zu trinken sind. Sowohl das Trinken der salzigen Lösung als auch die sich daraus ergebende stark abführende Wirkung werden von Patienten häufig als sehr unangenehm beschrieben (vgl. Wexner et al. 2006).

Dies gilt auch für die Durchführung der Untersuchung, die – besonders oft bei jüngeren, weiblichen Patienten nach Operationen – schmerzhaft ist (vgl. Park et al. 2007a). Sie dauert bis zum Erreichen des Ileozökalspols durchschnittlich 9 bis 10,2 Minuten (vgl. von Delius et al. 2006). Dazu kommen mindestens 6 Minuten (vgl. Barclay et al. 2006)²⁰ für die darauf folgende sorgfältige Betrachtung des Darmes beim Zurückziehen des Endoskops und eventuell weitere Zeit für Eingriffe. Zusammen ergibt das durchschnittlich 22,7 Minuten (vgl. Wexner et al. 2001).

Die Schwierigkeit beim Hineinschieben des Endoskops bis zum Caecum ergibt sich durch den Aufbau des Colons (→ Abb. 2.4): „Blinddarm, Colon transversum und Sigma sind vollständig von Peritoneum überzogen und nur durch ein dünnes Aufhängeband, das *Mesokolon* (Dickdarmgekröse), elastisch mit der hinteren Bauchwand verbunden“ (Menche 2003). Wird das Dickdarmgekröse beim Koloskopieren gedehnt, entstehen Schmerzen, da „Über dieses Mesokolon . . . der Dickdarm mit Blut– und Lymphgefäßen sowie Nerven versorgt [wird]. Diese Ab-

¹⁸Handelsbezeichnungen: *Endofalk*, *Klean-Prep* (Deutschland) oder *Forlax* (Österreich).

¹⁹Alternative Produkte mit Wirkstoffkombinationen sind laut Arzneimittelkursbuch (2007) *Prepacol* („Mittel der Reserve“) und *Fleet* („Variante ohne besonderen Stellenwert“).

²⁰Bei der Auswertung von 7882 Untersuchungen wurde festgestellt, dass, wenn die Rückzugszeit über 6 Minuten liegt, in 28,3 % der Fälle Präkanzerosen aufgefunden werden, bei unter 6 Minuten werden sie jedoch nur in 11,8 % der Fälle gefunden. Fortgeschrittene Stadien von bösartigen Tumoren werden in 6,4 % (über 6 Minuten) bzw. 2,6 % (unter 6 Minuten) der Fälle aufgefunden.

schnitte ... sind somit gut beweglich. Im Gegensatz dazu sind die ‚außen‘ liegenden Abschnitte Colon ascendens und Colon descendens nur an ihrer Vorderseite von Peritoneum (Bauchfell) überzogen und an ihrer Hinterseite fest mit der hinteren bzw. seitlichen Leibeswand verwachsen“ (Menche 2003).

Durch diese teilweise flexible Befestigung des Darmes können sich Darmschlingen bilden. Sowohl die Länge des Darmes als auch der Grad der retroperitonealen Befestigung sind laut Saunders et al. (1995b) für die Bildung von Darmschlingen von Bedeutung. So sind bei westlicher Population die Flexura coli sinistra²¹ in 20 % der Fälle, der Colon descendens²² in 8 % und der Colon transversum²³ in 30 % der Fälle deutlich beweglich. Bei Orientalen, die meist einfacher zu untersuchen sind, ist die Beweglichkeit mit 9 % (Flexura coli sinistra), 0,9 % (Colon descendens) und 11 % (Colon transversum) deutlich geringer.

Bei Frauen ist der Colon – vor allem der querlaufende Teil – im Durchschnitt etwas länger und damit besonders beweglich. Diese Flexibilität führt dazu, dass es häufiger zu Schwierigkeiten bei der Durchführung der Untersuchung kommt (vgl. Saunders et al. 1995a). Es „sind mindestens 20 % der Untersuchungen auch für den Experten technisch schwierig. Die meisten Schwierigkeiten bei der Koloskopie sind auf rezidivierende Schlingenbildung des Kolons bei einem sehr langen und mobilen Colon ... zurückzuführen“ (B. P. Saunders in Classen et al. 2003).

In wie weit Schmerzen auftreten, hängt stark vom Geschick beim Auflösen der Darmschlingen ab. Bei guter Technik merkt der Patient nicht viel. Wird jedoch versucht, allein durch Krafteinsatz weiter zu kommen, führt das zur schmerzhaften Dehnung des Mesocolons und im schlimmsten Fall zur Perforation des Colons.

Das Untersuchen des Colons erfolgt auf dem Rückweg. Da es für das Betrachten der Mucosa erforderlich ist, diesen durch Luftinsufflation²⁴ zu entfalten, kann es durch Lufteinschlüsse während der Untersuchung, jedoch auch noch Stunden später durch Darmüberdehnung, zu Beschwerden²⁵ kommen (vgl. Waye 1990).

²¹Nach Saunders et al. (1995b) „splenic flexure“, wörtlich übersetzt „Milzkrümmung“.

²²Absteigender Dickdarm.

²³Querverlaufender Dickdarm.

²⁴CO₂ wird trotz vieler Vorteile (Ausscheidung über Kreislauf und Lunge unter 20 Minuten, weniger Schmerzen nach Untersuchung (vgl. Church und Delaney 2003), keine Explosionsgefahr bei Eingriff mit Funkenbildung, problemloses Röntgen) kaum verwendet (vgl. Classen et al. 2003).

²⁵Nachfolgende Beschwerden sind bei Reizdarm und bei Frauen häufiger (vgl. Lee et al. 2006).



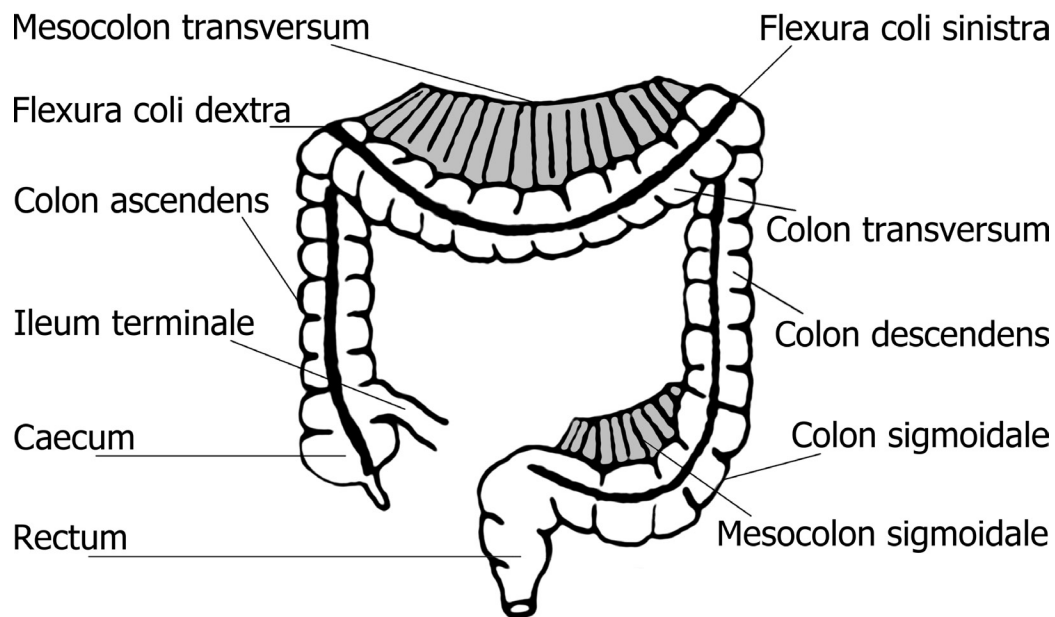


Abbildung 2.4: Der Colon liegt in der Bauchhöhle und ist teilweise beweglich: Caecum, Colon transversum und Colon sigmoideale sind vollständig durch das Mesocolon elastisch mit der hinteren Bauchwand verbunden. Im Gegensatz dazu sind Colon ascendens und Colon descendens fest mit der hinteren bzw. seitlichen Leibeswand verwachsen.

Komplikationen

Um die Untersuchung für den Patienten angenehmer zu machen, können Medikamente zur Analgesie und Sedierung eingesetzt werden.

In Studien zur Schmerzbekämpfung während des Endoskopierens wurden von Roseveare et al. (1998) bei Erwachsenen und von Ali et al. (2004) bei Kindern die *Opioide* (Al-)Fentanyl²⁶ und Pethidin²⁷ eingesetzt. Auch in der Studie von Cohen et al. (2004) kommen *Opioide* zum Einsatz. Diese sind „Wirksam bei: Schmerzen, starke und stärkste“ (Arzneimittelkursbuch 2004), haben jedoch auch viele, teils schwere Nebenwirkungen wie „anaphylaktische Reaktion – Schock“ und können auch zum „Tod – durch Atemdepression“ führen.

²⁶Nebenwirkungen und Wechselwirkungen von Alfentanil (Handelsname: u. a. *Rapifen*) sind mit dem eng verwandten Fentanyl praktisch identisch.

²⁷Pethidin (Handelsname: u. a. *Dolantin*) ist der nach INN international gültige Name. Ali et al. (2004) verwenden die in der USA übliche Bezeichnung nach USAN: Meperidine.

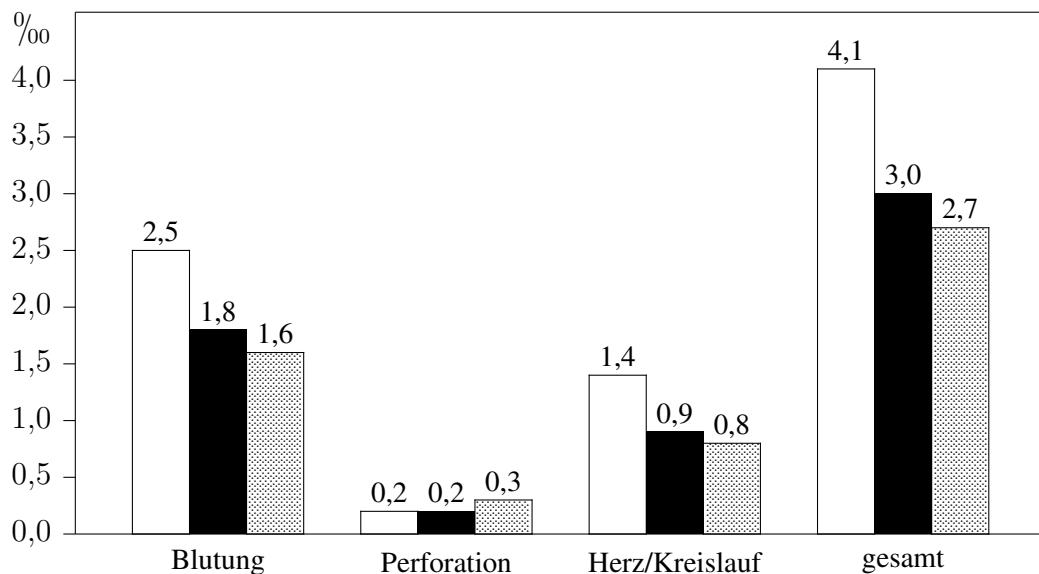


Abbildung 2.5: Das Diagramm zeigt die Höhe der „Komplikationsrate (Anteil pro 1.000 Untersuchungen)“ (Kassenärztliche Bundesvereinigung 2007a) von in Deutschland ausgeführten Koloskopien aus den Jahren 2003 (weiß), 2004 (schwarz) und 2005 (schraffiert).

Bei einem klinischen Vergleich zweier Endoskopieverfahren ist angegeben, dass in 33 % bzw. 25 % der Untersuchungen auf Sedierung verzichtet wurde. In 67 % bzw. sogar 75 % der Fälle kamen jedoch *Midazolam* und *Propofol* als Sedative zum Einsatz (vgl. von Delius et al. 2006). Auch Cohen et al. (2004) setzen diese beiden Mittel ein, Ali et al. (2004) nur *Midazolam* (Handelsname: u. a. *Dormicum*). Dies ist „Mittel der Wahl ausschließlich zur Narkose-Einleitung und zur Prämedikation: Benzodiazepin mit starker Atemdepression, kurzer Halbwertszeit (1–3 Stunden), aber variabler Wirkdauer (bis 20 Stunden) und ausgeprägter Wirkungsverstärkung im Alter“ (Arzneimittelkursbuch 2004). „*Propofol* [Handelsname: u. a. *Disoprivan*] gehört zu den kurz wirkenden intravenösen Anästhetika und führt bei parenteraler Applikation rasch zum Bewusstseinsverlust, der bei üblicher Dosierung etwa vier bis acht Minuten anhält. Für eine erwünschte längerfristige Sedierung kann *Propofol* per Dauerinfusion gegeben werden. Wegen seiner rasch einsetzenden Wirkung, guten Sedierung und Verträglichkeit ist *Propofol* ein geschätztes und häufig angewandtes Anästhetikum und Sedativum“ (Arzneimittelkommission der deutschen Ärzteschaft 2004).



Neben der erwünschten sedierenden Wirkung haben diese Mittel jedoch auch schwerwiegende Nebenwirkungen (vgl. Arzneimittelkursbuch 2007):

„Wegen des Risikos von Atem- und Herzstillstand ist *Midazolam* als Injektionshypnotikum im Rahmen der sedierenden Behandlung bei diagnostischen (endoskopischen) Eingriffen mit mehr tödlichen Zwischenfällen belastet als *Diazepam*^[28] i. v.“. Auch das *Propofol*-Infusionssyndrom, beschrieben bei 21 Kindern und 14 Erwachsenen von Vasile et al. (2003), endete teilweise letal.

Daraus folgt, dass solche Mittel die Untersuchung angenehmer machen, aber auch gefährlich sein können, denn „Herz-Lungen-Komplikationen sind die Haupttodesursache in Verbindung mit der Koloskopie“ (Messmann 2006). Die American Society for Gastrointestinal Endoscopy (1999) fordert daher, dass der Arzt ein gründliches Verständnis von Sedierung und Schmerzlinderung hat. Schließlich muss der Arzt abwägen, in wie weit er den Patienten einer unangenehmen Untersuchung oder dem Risiko von Nebenwirkungen²⁹ aussetzt.

Während das Risiko einer Durchdringung der Darmwand laut einer deutschen Untersuchung gering ist (→ Abb. 2.5), gibt Renz-Polster et al. (2006) viel höhere Werte an: „Die Perforationsrate liegt bei 2–4 pro 1000 Untersuchungen, bei gleichzeitiger endoskopischer Polypektomie ist sie etwa 10-mal so hoch“. In der Regel lassen sich Blutungen durch Unterspritzung oder andere Verfahren während der Koloskopie stillen, in 0,07 % der Fälle treten sie jedoch noch nach der Untersuchung auf (vgl. Wexner et al. 2001). Kommt es zum Einschwemmen von Darmbakterien in die Blutbahn, hat das eine Sepsis (Blutvergiftung) zur Folge, welche die Gabe von Antibiotika erfordert.

Zusammengefasst sind die „Allgemeine[n] Komplikationen endoskopischer Verfahren ... Perforation, Blutung sowie Herzrhythmusstörungen durch vagale Reflexe. Die Mortalität bei der elektiven diagnostischen Endoskopie liegt unter 0,0004 %“ (Renz-Polster et al. 2006) bzw. bei bis 0,006 % (vgl. Messmann 2006).

²⁸Handelsname: u. a. *Valium*. „Mittel der Wahl. ... Standardtherapeutikum mit hohem Erprobungsgrad, wenn eine länger dauernde Dämpfung erforderlich ist ... *Diazepam* ist sicherer als *Midazolam* zur kurzzeitigen Sedation bei erhaltener Ansprechbarkeit während diagnostischer oder therapeutischer Intervention“ (Arzneimittelkursbuch 2007).

²⁹Häufigkeiten von den in der Regel wegen Medikamenten auftretenden Störungen des Herz-Kreislauf-Systems während einer Koloskopie: „arrhythmia (... 0.1 %), bradycardia (... 0.8 %), hypotension (... 1.2 %), and hypoxia (... 5.6 %)“ (Wexner et al. 2001).

2.2 Ausbildung und Qualitätsmanagement

Der Nutzen der Koloskopie wird optimiert, indem Probleme wie hohe Kosten sowie unangenehme und gefährliche Untersuchungen minimiert werden.

Noch sind viele Endoskopiker Autodidakten (vgl. Teague 2000). Daher ist es für Verbesserungen sinnvoll, den Hebel bei der Ausbildung anzusetzen. „We must realize that the groundwork for a strong future lies in educating today’s residents and practicing surgeons“ (Pearl und Marks 2006).

In der Ausbildung sollen folglich Methoden eingesetzt werden, die zum einen kostensenkend sind, zum anderen dafür sorgen, dass erfahrene Ärzte zur Verfügung stehen, die in der Lage sind, Untersuchungen für den Patienten angenehmer und mit weniger Risiko auszuführen.

2.2.1 Ausbildung

Empfehlungen und Durchführung des praktischen Trainings

In Deutschland gibt es keinen einheitlichen Standard zur Ausbildung, jedoch die Richtlinie „Gastroenterologie-Ausbildung – Training Endoskopie“ (GATE 2002), die den Zweck der Fortbildungskurse folgendermaßen festlegt: „

1. Vermittlung von aktuellen Standards in der Endoskopie (Theorie) ...
2. Gezielte Vermittlung von diagnostischen und therapeutischen endoskopischen Techniken an Phantommodellen (Praxis) ergänzt durch Videodemonstrationen und spezielle methodenbezogene Lehrinhalte.“

Der Ausbildungsrichtlinie der American Society for Gastrointestinal Endoscopy (1999) ist zu entnehmen, dass Auszubildende erfolgreich in der Magen-Darm-Endoskopie ausgebildet werden, indem sie ihre Fähigkeiten durch ein praktisches Training erhalten, bei dem sie unter Aufsicht eines erfahrenen Endoskopikers über eine längere Zeitdauer Erfahrung sammeln.

Das Trainieren der diagnostischen und therapeutischen Endoskopie ist wesentlich und erfordert viel praktische Übung (vgl. Thomas-Gibson und Williams 2005). Nach Messmann (2006) erfolgt diese in zwei Stufen:



- **Beobachten:** Der Experte führt Untersuchungen durch und beschreibt auftretende Schwierigkeiten. Der Auszubildende beobachtet ihn dabei.
- **Ausführen:** Der Auszubildende übernimmt zunächst nur das Zurückziehen des Instruments und beobachtet dabei den Darm. Später wird das Einführen geübt, wobei anfangs der Ausbilder den Schaft führt, während der Lernende die Handräder am Bedienteil betätigt.

Das Aufteilen des Trainings in verschiedene Segmente und ausschleichende Aufsicht wird von Ärzten als wertvoll betrachtet (vgl. Thuraisingam et al. 2006): „Motivation, klare Erklärungen und Rückmeldungen sind entscheidend um zu lernen.“

„Erste Versuche des Koloskopierens können entmutigend sein. Mindestens 100 Fälle sind nötig, um einen Level an Fähigkeit zu erlangen, welcher Vollständigkeit in zwei Drittel der Fälle ermöglicht, wohingegen 125 Fälle zu einer durchschnittlichen Vollständigkeitsrate von 75 % führen“ (Church et al. 2002).

Bei großer Erfahrung (> 1000) erfolgt in 93,5 % der Fälle eine vollständige Untersuchung, das heißt ein Eindringen mit dem Koloskop bis zum Caecum bzw. bis zum terminalen Ileum. (vgl. Wexner et al. 2001). Jedoch auch für bereits praktizierende Ärzte ist das vollständige Untersuchen des Colons noch problematisch – die Reduzierung von Krebsfällen nach Vorsorgeuntersuchungen ist im schwer zu erreichenden Colon ascendens deutlich niedriger (vgl. Singh et al. 2006).

Verschiedene Empfehlungen über die Anzahl an Koloskopien, die ein Auszubildender ausführen soll, um eine ausreichende Kompetenz zu erhalten, vergleicht Freeman (2001): Vier Experten (1989, 1990) empfehlen 25–88, sechs Berufsverbände (1992–2000) empfehlen 10(!)–100 Untersuchungen. Weitere Empfehlungen kommen mit 100–180 von Tassios et al. (1999) und Bar-Meir (2000b) sowie mit 140 Untersuchungen unter Aufsicht bis zur Selbstständigkeit von Cass (1999) und der American Society for Gastrointestinal Endoscopy (2002).

Die Anzahl an geforderten Untersuchungen zu Trainingszwecken ist im Laufe der Zeit gestiegen (vgl. Moorthy et al. 2004). Im Vorwort zu der gemeinsamen Erklärung der drei Berufsverbände SAGES³⁰, ASGE³¹ und ASCRS³² steht da-

³⁰Society of American Gastrointestinal Endoscopic Surgeons.

³¹American Society for Gastrointestinal Endoscopy.

³²The American Society of Colon and Rectal Surgeons.

zu: „There has been considerable variability among professional societies in the numbers of procedures required to assess the competence of trainees. As additional studies have been performed, it is clear that more procedures are needed than were previously recommended to ensure competency“ (Wexner et al. 2002).

Probleme der Ausbildung

Beim Studium der Ausbildungsrichtlinien fällt auf, dass sie recht allgemein gehalten sind – insbesondere bei der Frage nach der optimalen Lehrmethode.

Das Durchführen von Untersuchungen unter Aufsicht ist oft nicht optimal: So finden es Ärzte ärgerlich, wieder die Rolle eines Anfängers zu übernehmen (vgl. Thuraingam et al. 2006). „Überraschenderweise ist wenig darüber bekannt, wie Endoskopie am besten gelehrt wird und das Training ist oft inadäquat.“

Für den Patienten sind Untersuchungen durch Anfänger unangenehm, da sie trotz geringerer Erfolgsraten im Durchschnitt 67 % länger dauern³³. Dies ist eine Folge der schwierigen Orientierung im Colon, insbesondere beim Auftreten von Darmschlingen. Ausführende wissen daher oft nicht, wo sich die Endoskopspitze befindet und wie weiter vorzugehen ist (vgl. Cao und Milgram 2000).

Insbesondere das tiefe Eindringen mit dem Endoskop fällt Anfängern schwer, da sie die verschiedenen Darmschlingen entweder nicht richtig erkennen oder nicht wissen, wie man sie auflöst (→ Abb. 2.6). Das wiederum führt oft zum Einsatz von zu viel Kraft und damit zu einer unangenehmen Untersuchung, höherem Verbrauch an beruhigenden und schmerzlindernden Medikamenten und im schlimmsten Fall zu gefährlichen Komplikationen. Daher stellt der trainierende Anfänger ein besonderes Risiko für den Patienten dar.

Untersuchungen sollen deshalb nur ausgeführt werden, wenn es für den Patienten sinnvoll ist – nicht jedoch ausschließlich zu Trainingszwecken. Für Anfänger sind einfache Fälle ohne Verdachtsmomente interessant, die beispielsweise beim Screening zur Krebsvorsorge auftreten. Jedoch sehen „Ärzte in anderen Ländern, wie etwa in der Schweiz, ... den Massentest kritisch“ (Weymayr 2005).

³³Anfänger (weniger als 10 durchgeführte Untersuchungen): 32,9 min, Profis (mehr als 1000 durchgeführte Untersuchungen): 19,7 min (vgl. Wexner et al. 2001).



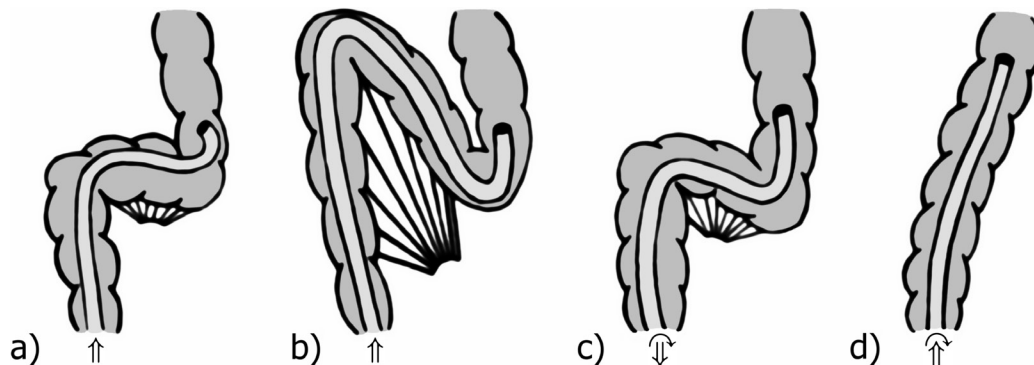


Abbildung 2.6: Ein häufiges Problem ist die Bildung einer N-Schlinge im Sigmoid (a, b). Befindet sich die Endoskopspitze im Colon descendens, wird der Darm begradigt, indem das Koloskop gleichzeitig leicht zurückgezogen und dabei im Uhrzeigersinn gedreht wird (c). Anschließend erfolgt das weitere Eindringen unter Beibehaltung dieser Drehung (d).

Gegen ein Screening von Senioren spricht, dass die Lebenserwartung mit zunehmendem Alter immer weiter abnimmt. Damit hat eine Früherkennung und Behandlung des Darmkrebses eine immer geringere lebensverlängernde Wirkung³⁴. Auch bei etwas jüngeren sind kurze Screeningintervalle nicht sinnvoll. „Das Risiko einen Darmkrebs zu bekommen bleibt für über 10 Jahre nach einer negativen Koloskopie verringert“ (Singh et al. 2006). Wurde kein Krebs gefunden, ist daher eine weitere Vorsorgeuntersuchung frühestens nach zehn Jahren wieder sinnvoll.

Die Einschränkungen aufgrund von sehr hohem Alter und verlängerten Intervallen zwischen den Früherkennungen, lassen, trotz genereller Zunahme koloskopischer Untersuchungen, auf eine Abnahme von sehr einfachen Fällen schließen. Für die Ausbildung folgt möglicherweise daraus, dass in Zukunft diese für Anfänger besonders geeigneten Fälle nicht mehr ausreichend zur Verfügung stehen.

Für die ersten Versuche eines Anfängers sind komplizierte Pathologien nicht zu empfehlen, für den Fortgeschrittenen sind gerade diese interessant. Einschränkend für das aufbauende Training ist jedoch, dass ein gezieltes Üben mit ausgewählten Pathologien oder gar Komplikationen kaum möglich ist.

³⁴Die durchschnittliche Lebensverlängerung eines über 80-jährigen Nordamerikaners beträgt nur 0,13 Jahre und damit nur 1/6,5 der Verlängerung im Alter zwischen 50 und 54 Jahren (vgl. Lin et al. 2006). Auch wegen einer möglicherweise höheren Komplikationsrate soll das „Koloskopie-Screening bei sehr alten Patienten nur nach sorgfältigem Abwägen von möglichen Vorteilen [gegenüber] Risiken und Zustand des Patienten durchgeführt werden“ (Lin et al. 2006).

Neben den Patienten müssen auch die entsprechenden Fachleute für den Auszubildenden bereitstehen. Das sieht Markman (1969) als dreifache Schwäche der Ausbildung, da daran „der unglückliche Patient, der unglückliche Kursteilnehmer und der unglückliche Ausbilder“ beteiligt sind. Über den letzteren schreibt er: „His first formidable task is to defend the patient’s bowel from perforation. He must parry each determined thrust of the untrained novitiate. Moreover, he must perform the Herculean task of providing adequate endoscopic teaching material for each student to study.“

Dieser Aufwand ist nach Tassios et al. (1999) über einen Zeitraum von zwei bis drei Jahren erforderlich, bevor der Auszubildende als kompetent in der Koloskopie angesehen werden kann. Zu einem ähnlichen Ergebnis kommt die American Society for Gastrointestinal Endoscopy (1999), welche die Meinung vertritt, dass die meisten Auszubildenden das Endoskopieren innerhalb einer Ausbildung von drei Jahren beherrschen, in welche ein mindestens 18 Monate lang dauerndes klinisches Training eingeschlossen ist.

Über diesen langen Zeitraum haben die Experten einen hohen Aufwand durch die Bereitstellung von Patienten und die Betreuung. Das Durchführen von Endoskopien gemeinsam mit dem Auszubildenden hat zur Folge, dass pro Stunde durchschnittlich eine Untersuchung weniger ausgeführt wird (vgl. Bridges 1999). Daraus berechneten McCashland et al. (2000), dass die zusätzlichen Kosten für 4 000 gemeinsam durchgeführte Untersuchungen zwischen 500 000 und 1 000 000 US-\$ liegen. Dies trägt zu dem erheblichen finanziellen Aufwand für die Ausbildung bei, welcher später auf die Kosten einer Koloskopie umgelegt werden muss.

2.2.2 Qualitätsmanagement

Forderungen

Auch nach der Ausbildungszeit ist es wünschenswert, dass die manuelle Geschicklichkeit regelmäßig verbessert und überprüft wird. Die Forderungen der American Society for Gastrointestinal Endoscopy (2002) für die fortlaufende Sicherstellung der Fähigkeit endoskopische Untersuchungen durchzuführen, sind die folgenden: „



- Es soll durchgängig belegt werden, dass genügend Untersuchungen durchgeführt wurden, um die klinischen Fähigkeiten zu erhalten . . .
- Diese Statistiken sind kritisch auf fortlaufende Qualitätsverbesserungen zu überprüfen.
- Es ist laufend Buch über das kognitive Training zu führen, welches durch die Teilnahme an Ausbildungsaktivitäten erfolgt.“

Moorthy et al. (2004) lehnt ab, Fähigkeiten anhand der Anzahl durchgeführter Untersuchungen festzulegen, da Versuche von Dafnis et al. (2001) gezeigt hätten, dass es trotz vergleichbarer Erfahrung beträchtliche Unterschiede in der Leistung gebe. Auch die American Society for Gastrointestinal Endoscopy (2002) geht davon aus, dass die Lernfortschritte stark vom Auszubildenden abhängig sind.

Probleme

Einerseits fordert die American Society for Gastrointestinal Endoscopy (2002) das Heranziehen von objektiven Kriterien zur Beurteilung, ob der Auszubildende eine ausreichende Kompetenz erlangt hat, andererseits fehlen bisher standardisierte oder objektive Möglichkeiten, Fähigkeiten zu überprüfen (vgl. Teague 2000).

Unabhängig davon, ob das Können während der Ausbildung, zum Abschluss derselben oder zur fortlaufenden Qualitätssicherung überprüft werden soll, ergibt sich daher das Problem, objektive Kriterien festzulegen, anhand derer die Kompetenz eines Endoskopikers getestet werden kann. Als solche Kriterien können u. a. die erreichte Eindringtiefe, die Untersuchungszeit und die Komplikationsrate herangezogen werden (vgl. Cass 1993; Traverso 2002).

Einschränkend für das Assessment ist jedoch, dass die Schwierigkeiten, die Eindringtiefe und die von der Pathologie und Anatomie abhängigen Untersuchungszeiten richtig von Fachleuten eingeschätzt werden müssen (vgl. Marshall und Brown 1996). Zu deren Kompetenz bemerkt jedoch Williams (1998), dass es recht wenige „Experten“ gebe und dass deren „Expertenwissen“ „zu hinterfragen ist, da viele Endoskopiker sich das Endoskopieren selbst – ohne eine standardisierte, objektive Möglichkeit der Überprüfung – beigebracht haben“.

Kapitel 3

Trainingsmodelle und Computersimulatoren

*Nur durch geregelte Übung
könnte man vorwärts kommen.*

[Johann Wolfgang von Goethe (1816), deutscher Dichter]

Bis jetzt wurden sowohl der Nutzen der Koloskopie, als auch die Schwierigkeiten – welche eine aufwändige Ausbildung erfordern – dargelegt. Jetzt soll gezeigt werden, in wie weit durch den Einsatz von Simulatoren eine optimale Vorbereitung für die Praxis erzielt werden kann. Dazu werden die heute verfügbaren Trainingsmodelle und Computersimulatoren für die Koloskopie betrachtet und deren Möglichkeiten und Grenzen dargelegt.

3.1 Effektive Ausbildung und Qualitätssicherung durch Simulatoren

Es wurde dargelegt, dass sich die Koloskopie – aufbauend auf endoskopische Experimente vor 200 Jahren – zu einer vielfältigen, ausgereiften und unverzichtbaren Methode der Medizin entwickelt hat.

Andererseits ist das Koloskopieren kostenintensiv und kann für den Patienten schmerzhaft bis lebensgefährlich sein. Darum wurde betrachtet, wie durch eine verbesserte Ausbildung und fortlaufende Qualitätssicherung diese Probleme in den Griff zu bekommen sind. Dabei sind jedoch folgende Fragen offen geblieben:

- Wie kann ein Lernender mit dem praktischen Training beginnen, ohne den Patienten unnötig zu belasten oder gar zu gefährden?
- Wie kann die Schwierigkeit der Untersuchung gezielt an das Leistungsniveau des Lernenden angepasst werden?
- Wie lassen sich durch Einsparen von Untersuchungen, Personal und Ausbildungszeit Kosten reduzieren, ohne die Ausbildungsqualität zu gefährden?
- Wie lassen sich die Forderungen nach objektiver Überprüfung des Kenntnisstandes umsetzen?

3.1.1 Training unabhängig von Patienten

Der erste Punkt erfordert – zumindest für den Anfang – sich vom Training am Menschen unabhängig zu machen. Dies lässt sich erreichen, indem die Untersuchung an Trainingsmodellen oder Computersimulatoren erfolgt (vgl. Hochberger et al. 2003). Dadurch wird ein Training möglich, ohne auf Verfügbarkeit von Patienten und deren Sicherheit achten zu müssen.

„Simulatoren können den ‚unglücklichen Patienten‘ verlängerte Verfahrenszeit und die zugehörigen Unannehmlichkeiten, die mit einer von Auszubildenden ausgeführten Untersuchung verknüpft sind, ersparen“ (Gerson und Van Dam 2002). Des Weiteren kann ein Simulator „auch Trainingsmöglichkeiten für unterversorgte Gebiete schaffen, die keine Verbindung zu einem akademischen, medizinischen Zentrum oder einem endoskopischen Trainingsprogramm haben“.

3.1.2 Komplexität des Trainings an Leistungsniveau anpassen

Der zweite Punkt ist ebenso durch Trainingsmodelle oder Computersimulatoren lösbar, indem die Anforderungen dem Leistungsniveau des Lernenden angepasst werden. So können auch gezielt Pathologien trainiert werden, die bei Patienten nur selten auftreten. Durch optimales Auswählen von Art und Schwierigkeit der Untersuchung kann eine perfekte Förderung des Auszubildenden erzielt werden.

3.1.3 Kosten- und zeiteffektiv ausbilden

Wird dem Auszubildenden zusätzlich häufig die Gelegenheit zum Koloskopieren gegeben, ist mit einer Reduktion der Ausbildungszeit bei erhöhter Qualität zu rechnen. Dies wird ermöglicht, indem Trainingssimulatoren das Training am Patienten und damit das „Verursachen von finanziellen Belastungen durch diese Zeitverpflichtungen [einsparen]“ (McCashland et al. 2000).

Für Bar-Meir (2000b) ist „jedes Gerät, welches Zeit einspart ... wertvoll“. Des Weiteren betont er: „Es ist offensichtlich, dass ein Endoskopiesimulator Zeit spart, da der Auszubildende schnell und sicher lernen und geprüft werden kann – mit weniger Unannehmlichkeiten für Patienten und weniger Zeit unter Aufsicht“. „Die Benutzung von Endoskopiesimulatoren sollte die nötige Anzahl von sorgfältig überwachten Verfahren an Patienten, um die Prozedur kompetent ausführen zu können, vermindern und ebenfalls die negativen finanziellen Auswirkungen des Endoskopietrainings reduzieren“ (Gerson und Van Dam 2002). Die Forderung des dritten Punktes nach effizienter Ausbildung wird also umgesetzt, indem möglichst viele teure Untersuchungen am Patienten durch einen Simulator ersetzt werden.

3.1.4 Fähigkeiten objektiv überprüfen

Das Training mit einem „Simulator hat die Zeit, welche benötigt wird, um eine vorgegebene Untersuchung auszuführen, verringert und unterscheidet klar zwischen erfahrenen und neuen Auszubildenden“ (Haque und Srinivasan 2006). Damit lässt sich auch die Antwort zu dem letzten Punkt, der objektiven Überprüfung des Kenntnisstandes, finden: Indem für verschiedene Prüflinge genau die gleiche Untersuchung simuliert wird, erfolgt ein gerechter Vergleich der Leistungen.



„Die Fähigkeit, eine Reihe unabhängiger technischer Fähigkeiten erst anzuleiten und dann die Leistung zu überprüfen, ist eine der grundlegenden Voraussetzungen des Simulatortrainings und der Bewertung von Auszubildenden“ (Gerson und Van Dam 2002). Die empfohlene Lernmethode ist, einen objektiven Maßstab aufzustellen und solange zu trainieren, bis dieser erreicht ist.

So sieht Satava (2006) „Training und Bewertung“ miteinander verknüpft und bezeichnet sie daher als „zwei Seiten der gleichen Münze. . . Kursteilnehmer, die nach Kriterien ausgebildet sind, machen sechs mal weniger Fehler“.

3.1.5 Trainingsmodelle versus Computersimulatoren

Schon seit einem einem halben Jahrhundert werden Versuche unternommen, endoskopische Untersuchungen zu simulieren. Der erste Simulator war eine Puppe, in die ein starres Endoskop eingeführt werden konnte (vgl. Gerson und Van Dam 2002). Ein früher Versuch mit einem künstlichen Modell des Verdauungsapparates stammt von Markman (1969). Dabei wurden vorher aufgezeichnete Bilder, passend zum Einführen eines starren Endoskops, gezeigt.

Wegen des großen Interesses und der immer besseren verfügbaren Techniken wurden insbesondere in den letzten Jahren große Fortschritte erzielt. Dementsprechend schreiben Greenwald und Cohen (2006): „Significant advances already have been made in the use of simulators for teaching and training in GI endoscopy. Indeed, during the past decade the evolution and improvement of these devices is readily apparent with each passing year.“

Begonnen wurde mit der Entwicklung von unterschiedlichen Trainingsmodellen: Simulatoren aus künstlichen Organen, Biosimulatoren und Einsatz von Versuchstieren. Einige Trainingsmodelle werden heute noch in der Ausbildung eingesetzt. Jedoch nimmt deren Bedeutung durch die Entwicklung immer besserer Computersimulatoren ab. Daher wird im Folgenden der aktuelle Stand kurz für die Trainingsmodelle und ausführlich für die Computersimulatoren dargelegt.

Es gibt viele Gründe, die dafür sprechen, auf dem weiten Weg des Auszubildenden bis zum Erreichen des Status eines Experten – und auch noch darüber hinaus – auf den Einsatz von Endoskopiesimulatoren zu setzen: „Wir stehen erst am Anfang einer sehr langen Reise“ (Satava 2006).

3.2 Trainingsmodelle

3.2.1 Simulatoren aus künstlichen Organen

Prinzip

Bei künstlichen Modellen werden menschliche Organe nachgebildet. Für das Training der gastrointestinalen Endoskopie werden Nachbildungen des Verdauungstraktes eingesetzt, in die sich ein Endoskop einführen lässt.

Anwendungen

Das Kunststoff-Modell *CLA-Phantom* der Coburger Lehrmittelanstalt wurde von Classen und Ruppin (1974) für ERCP und die ÖGB¹ entwickelt. Die Organteile sind aus sehr hartem, formstabilem Kunststoff gefertigt. Weitere ähnliche Modelle für die flexible Endoskopie wurden von Heinkel und Kimming (1972), Bowman und Wherry (1985), Rodining et al. (1986) und Rey und Romanczyk (1995) entwickelt. Der Einsatz solcher Modelle in Kursen wird von Lucero et al. (1995) beschrieben.

Teilweise werden in den Geräten flexible Materialien eingesetzt, um die Realitätsstreue zu erhöhen. Dies gilt auch für das Trainingsmodell des japanischen Herstellers Koken, welches über den deutschen Vertrieb Erler-Zimmer (2007) für ca. 1545 € erhältlich ist. Das *Colonoscopy Training Model Type I-B* (→ Abb. 3.1), ist ein Torso aus einem formstabilen Kunststoff, in dem sich der aus mittelweichem Silikon gefertigte „Colon“ befindet. Abdominal lässt sich der Torso öffnen, um so die Bewegungen des Silikondarmes während des Trainings zu beobachten (vgl. Koken Company 2007).

Erstmals wurde ein Simulator, dessen Organe aus Latex hergestellt sind, von der chirurgischen Endoskopie Tübingen 1992 präsentiert (vgl. Grund et al. 1992). In einem Kunststoffgestell werden dabei der obere und der untere Gastrointestinaltrakt justierbar befestigt. In die Organsysteme können pathologische Befunde aus künstlichem, interventionsfähigem Gewebe integriert werden. Eine mehrschichtige Kunststoffdecke simuliert die Bauchwand. Dieser *Tübinger Interphant*,

¹Ösophago-Gastro-Bulboskopie: Spiegelung von Speiseröhre, Magen und „direkte instrumentale Untersuchung des verdickten Anfangsteiles des Zwölffingerdarms (Med.)“ (Duden 2007).



welcher ständig weiterentwickelt wird (vgl. Grund et al. 1998, 1999), soll das modernste verfügbare Trainingsmodell sein (vgl. Bar-Meir 2000b). Bei der von Storz (1996) speziell für die Koloskopie entwickelten Version sind die Organsysteme auch aus Latex gefertigt. Bei der neuesten Entwicklung, einem Simulator für ER-CP, werden die verschiedenen künstlichen Organe ebenfalls aus Latex, teilweise aber auch aus Artitex² im Ausgussverfahren hergestellt (vgl. Muckenhaupt 2005).

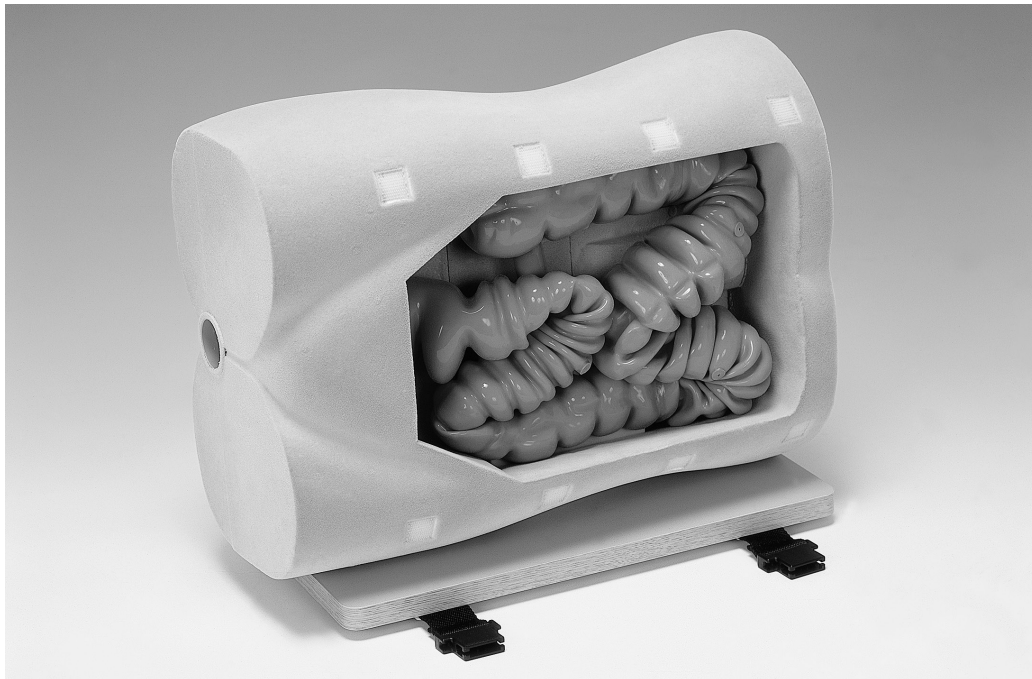


Abbildung 3.1: Das *Colonoscopy Training Model Type 1-B* besteht aus einem Torso, in den ein aus flexiblem Material gefertigter Colon eingebaut ist (mit freundlicher Genehmigung der Koken Company und Unterstützung der Erler-Zimmer GmbH&Co. KG).

Kritik

Solange das Ziel des Trainings die grundlegende Bedienung des Endoskops ist, lässt sich das gut mit derartigen Modellen üben. Schwieriger wird es, wenn wei-

²Das von Köhn (1998) entwickelte elektrisch leitfähige Gewebe „kann ebenso wie natürliches Gewebe mechanisch (mit Biospiezangen [! Biopsie...] etc.), optisch (mit einer großen Auswahl von Lasergeräten) und elektrisch (mit allen Formen der Radiofrequenzchirurgie, darunter auch die Argon-Plasmakoagulation) bearbeitet werden“ (J. Hochberger et al. in Classen et al. 2003).

tergehende haptische Fähigkeiten erlernt werden sollen:

Modelle, die wie das *CLA-Phanom* aus starrem und formstabilem Kunststoff gefertigt sind, entsprechen durch ihre Konsistenz der Realität in keiner Weise. Aufgrund der mangelnden Elastizität des Materials können die Organe weder kollabieren noch lassen sie Luftinsufflation zu. Das Gefühl beim Training weicht stark von einer realen Untersuchung ab.

Bei dem Modell von Koken ist vom Aufbau her mit einer größeren Realitäts-treue zu rechnen, jedoch sind keine diesbezüglichen Studien vorhanden. Wie bei den formstabilen Modellen können auch hier spezielle Pathologien wie Polypen oder Komplikationen wie Blutungen nicht dargestellt werden, so dass auch dieses Gerät nicht für das fortgeschrittene Training geeignet ist.

Nur beim *Tübinger Interphant* sind spezielle Pathologien und Komplikationen simulierbar. Der Aufwand dafür ist jedoch groß: So müssen die Modelle je nach gewünschter Simulation speziell zusammengesetzt werden und nach Eingriffen müssen die zerstörten Teile wieder ersetzt werden. So ist es z. B. nach einer Polypektomie notwendig, einen neu gegossenen Polypen einzubauen. (vgl. Grund und Mentges 2000, 2001).

Des Weiteren besteht die Gefahr, dass die Trainierenden sich an das Modell gewöhnen, welches nicht vollständig einer realen Untersuchung entspricht. So sieht Baillie et al. (1992) als Nachteil an statischen Modellen, dass sie eine mangelnde visuelle und haptische Übereinstimmung mit einer realen Endoskopie haben. Speziell an der Oberfläche der Organmodelle ist zu kritisieren, dass „diese Kunststoffmodelle für interventionelle Prozeduren nicht über die verschiedenen Gewebsschichten der natürlichen Darmwand³ mit Mukosa und Submukosa [verfügen] ... Zur Überwindung dieser Probleme haben Grund et. al. kürzlich Teile von Tierorganen in das Modell integriert“ (J. Hochberger et al. in Classen et al. 2003). Einer der Nachteile der anschließend genauer betrachteten Methode ist, dass der Einbau von Schlachtprodukten den Aufwand für die Bereitstellung von passend zusammengesetzten Modellen weiter erhöht.

³Die Darmwand besteht aus „Schleim|haut: (eng.) *mucosa, mucous membrane*; Tunica mucosa; Mukosa; die das Innere von Hohlorganen auskleidende Schicht, wird durch Drüsensekrete feucht gehalten; besteht aus Epithel u. der darunter gelegenen bindegewebigen Lamina propria. Die Sch. des Magen-Darm-Trakts wird durch eine bes. Muskelschicht (Lamina muscularis mucosae) von der Submukosa getrennt“ (Pschyrembel 2007).



3.2.2 Biosimulationsmodelle

Prinzip

Da Kunststoffe nur in einem begrenzten Rahmen die Eigenschaften von Organen wiedergeben, wird versucht, durch den Einsatz von tierischem Gewebe die Realitätsstreue zu erhöhen (→ Abb. 3.2).

Diese Nachbildungen, bei denen Präparate von Schlachttieren zum Einsatz kommen, werden als Biosimulationsmodelle bezeichnet. Seit den 90er Jahren werden solche Modelle eingesetzt (vgl. Parasher et al. 1995).

Anwendung

Einen einfachen Aufbau für die diagnostische Gastroskopie (Magenspiegelung) stellt das Aufpinnen eines frisch gereinigten Schweinemagens auf eine Korkplatte dar (vgl. Freys et al. 1995; Noar 1995a).

Die beiden bedeutendsten Biosimulatoren für dieses Training sind heute der *Erlanger Ausbildungssimulator für die interventionelle Endoskopie (EASIE)* und der *Erlanger Endo-Trainer*. Der gemeinsame Vorläufer beider Modelle wurde 1997 von Hochberger et al. (1998), Maiß et al. (1999) und Neumann et al. (2000) vorgestellt. Es werden speziell präparierte Organpakete von Schweinen verwendet, in die verschiedene Pathologien hineinpräpariert wurden (vgl. Hochberger et al. 1997). Durch ein fakultativ einsetzbares, externes Perfusionssystem können auch lebensbedrohliche Situationen während einer Endoskopie trainiert werden. So wird eine spritzende Ulkusblutung aus dem Gefäßstumpf im Magen simuliert, indem über eine Rollerpumpe Blutersatzstoff durch ein Loch in der Schweine-Magenwand gepumpt wird. Aufgabe des Endoskopikers ist die Stillung dieser künstlichen Blutung durch Injektionstherapie oder Clip-Applikation (vgl. Hochberger et al. 2001). Neumann et al. (2003) berichten über große Lernerfolge von Endoskopie-Anfängern mit dem System.

Der Unterschied zwischen den beiden aktuellen Biosimulatoren ist, dass die Schweineorgane bei *EASIE* – und der transportablen Version *compactEASIE* (vgl. Maiß et al. 2003) – in einer einfachen Plastikwanne fixiert werden, beim *Endo-Trainer* jedoch in einen dreh- und kippbaren Kunststofftorso eingebaut werden.



Abbildung 3.2: Das kürzlich zum Training der Koloskopie vorgestellte *ex vivo*-Modell. Durch den geöffneten Zustand wird der speziell befestigte Darm eines Rindes sichtbar (vgl. Sedlack et al. 2007) (mit freundlicher Genehmigung von R. E. Sedlack).

Kritik

Es fällt auf, dass trotz 10-jährigen Bestehens dieser Art von Simulatoren nur wenige Studien über den Nutzen eines Trainings mit ihrer Hilfe veröffentlicht wurden. Daher kommen Hochberger und Maiß (2006) zu folgendem Schluss: „More data are needed to confirm that hands-on simulator training improves outcomes in clinical endoscopic performance and to characterize better the influence of such simulator work on subsequent endoscopic practice.“

Ein Problem der Biosimulationsmodelle ist, dass die Anatomie der Organe von Schlachttieren, wie Schweinen oder Rindern, nicht mit der des Menschen übereinstimmt. Des Weiteren weisen die Tierorgane nicht die Formstabilität auf, welche bei lebenden Organen gegeben ist. Bei den meist jung geschlachteten Tieren kommen kaum krankhafte Veränderungen vor. Einige Pathologien wie Polypen und Varizen können zwar aus der Schleimhaut durch Unterspritzung konstruiert werden (vgl. Hochberger et al. 1997), entsprechen aber nicht den realen Krankheitsbildern. Auch wenn die Struktur der tierischen Schleimhaut der menschlichen in der Oberfläche entspricht (vgl. Grund und Mentges 2001), ist bei der Beobachtung einschränkend, dass die Färbungen deutlich voneinander abweichen.



Die bedeutendsten Nachteile dieser Art des Trainings ergeben sich aus den eingesetzten Präparaten: Es ist ein großer Aufwand nötig, um für jeden Trainingskurs Schlachtoorgane zu beschaffen, diese zu reinigen und zu präparieren. Des Weiteren müssen die Organe tiefgefroren gelagert und nach dem Training fachgerecht entsorgt werden (vgl. Grund und Mentges 2001). Ein weiterer Nachteil dieser Präparate ist die Geruchsbelästigung, die geringe Haltbarkeit – insbesondere eine schnell einsetzende Fäulnis bei höheren Temperaturen – und die mangelnde Hygiene der tierischen Organe (vgl. Grund und Mentges 2000). Dass sich mit einem Versuchsaufbau Interventionen nur einmal durchführen lassen, hat einen hohen Aufwand auch während des Trainingskurses zur Folge. Durch den Einsatz von Präparaten, welche vom Schwein kommen, ist ein solches Training prinzipiell für gläubige Muslime und Juden aus religiösen Gründen⁴ verboten.

3.2.3 Versuchstiere

Prinzip

Für diese Art des Trainings werden Tiere eingesetzt, deren Haltung finanzierbar ist und die eine mit der des Menschen vergleichbare Anatomie besitzen. Sie werden betäubt als lebende Modelle eingesetzt, um das Endoskopieren zu üben.

Anwendungen

Über den Einsatz von Hunden berichten Sievert und Silvis (1981) und ebenfalls Klug und Knoch (1984). Die zweitgenannten setzten Hunde in Kursen ein, um diagnostische und therapeutische Verfahren im Colon zu trainieren. Insbesondere wurde das Auflösen von Darmschlingen geübt. Weiterhin können für Trainingszwecke, wie von Gholson et al. (1990), Noar (1995a, b), Parasher et al. (1995) und Franz et al. (2004) beschrieben, auch betäubte Schweine eingesetzt werden.

⁴Für die drei abrahamitischen Religionen gilt das Schwein wegen des folgenden Textes, der sowohl in 3. Moses 11 Vers 7, 8 als auch in 5. Moses 14 Vers 8 steht, als unrein: „das Schwein, denn es hat gespaltene Hufe, und zwar wirklich aufgespaltene Hufe, aber es kät nicht wieder: unrein soll es euch sein. Von ihrem Fleisch dürft ihr nicht essen und ihr Aas nicht berühren“ (Elberfelder Studienbibel 2005). Mit Verweis auf Matthäus 15 Vers 11 („Nicht was in den Mund hineingeht, verunreinigt den Menschen, sondern was aus dem Mund herausgeht, das verunreinigt den Menschen.“) wird der Umgang mit Schweinen jedoch im Christentum in der Regel gestattet.

Kritik

Gegen das Training an betäubten Tieren sprechen ethische Bedenken. Es stellt sich die Frage, ob die vorbereitenden Schritte, wie z. B. das Hungern, mit tiergerechter Haltung vereinbar sind, insbesondere wenn man in Betracht zieht, dass ein Tier nach einem Kurs von nur wenigen Stunden getötet werden muss (vgl. Gruber und Hartung 2004; Grund und Mentges 2000; Roberts et al. 2006).

Dass es durch die vorgegebene Pathologie eines Tieres nicht möglich ist, gezielt eine bestimmte Situation zu trainieren, ist ein weiterer Grund, der gegen diese Methode spricht. Gewünschte pathologische Befunde können im Normalfall nicht simuliert werden, denn dafür müsste das Tier selbst Polypen oder Tumoren aufweisen. Die Wahrscheinlichkeit für ein natürliches Auftreten ist jedoch extrem gering (vgl. Ciaccia 1998), weil meist Jungtiere eingesetzt werden. So sind beispielsweise Schweine mit einer Körpermasse von ca. 34 kg⁵ für die Gastroskopie am besten geeignet (vgl. Noar 1995b). Speziell gegen den Einsatz von Schweinen sprechen auch hier wieder religiöse Verbote und dass der Nahrungsentzug vor der Untersuchung zu Koprophagie⁶ führt, wenn nicht in kurzen Zeitabständen ausgemistet wird (vgl. Grund und Mentges 2001).

Zusammengefasst ist das Training an lebenden Tieren aufwändig und damit teuer, da für die Haltung der Tiere, die Vorbereitung und die Durchführung des Trainings geschultes Personal erforderlich ist (vgl. Grund und Mentges 2000; Gruber und Hartung 2004). Daher verwundert es nicht, dass diese Methode keine große Verbreitung gefunden hat (vgl. Bar-Meir 2000a; Roberts et al. 2006).

⁵Ein ausgewachsenes Schwein wiegt meist über 100 kg.

⁶Verzehr der Fäzes.



3.3 Computersimulatoren

Das Training mit Simulatoren aus künstlichen Organen, mit Biosimulatoren oder an Versuchstieren ist aus den zuvor genannten Gründen in vielerlei Hinsicht problematisch. Daher werden die meisten Modelle in erster Linie für Anfänger eingesetzt, bei denen es um die grundsätzliche Bedienung eines Endoskops geht. Für fortgeschrittene Techniken werden, bis auf eine Ausnahme (zusätzlich *Interphant* für eine ERCP-Trainingsstufe), ausschließlich die im Gebrauch besonders aufwändigen Biosimulatoren aus Erlangen für das Training empfohlen (vgl. die Simulationstraining-Pyramide von J. Hochberger et al. in Classen et al. 2003).

Es wurde gezeigt, dass die vielfältigen Problemstellungen in der Endoskopie durch Trainingsmodelle nicht bzw. nur mit sehr großem Aufwand realisiert werden können. Daher ist auch verständlich, dass das Training an Modellen, obwohl es schon länger praktiziert wird, nur in geringem Umfang eingesetzt wird.

Der Trend geht immer mehr zum Einsatz von Computersimulatoren (vgl. Haque und Srinivasan 2006; Spektrum der Wissenschaft 2007). „Das Konzept von Simulationen in der Medizin ist nicht neu“, schreibt Dunkin (2003), „jedoch das zuletzt erfolgte Hinzufügen von mächtigen computergenerierten virtuellen Realitäten hat dieses Feld revolutioniert“. Dies gilt sowohl allgemein für Operations-Trainingssysteme in der Medizin – wie z. B. für Augen- und Herzoperationen – als auch im Speziellen für Endoskopiesimulatoren (vgl. Gembris et al. 2007).

Im April 2004 hat die FDA (Food and Drug Administration, USA) festgelegt, dass vor der Zulassung eines neuen vaskulären Stents ein Simulationstraining ermöglicht werden muss (Gallagher und Cates 2004; Roberts et al. 2006). Für das Jahr 2010 erwarten Fried et al. (2007), dass Operationssimulatoren ausreichend leistungsfähig sind, um zur Überprüfung und Zertifizierung eingesetzt zu werden.

Speziell bei der Gastroenterologie existieren viele Gründe für ein verpflichtendes Training am Simulator: „Computer simulators offer several advantages over the traditional animal and mechanical models. By simulating reality, they are able to provide the trainee with an approximation of the ‚look and feel‘ of the patient undergoing a procedure ... [and] also be equipped with the ability to evaluate the trainee’s performance, thereby identifying potential areas of weakness before the trainee attempts the procedure on an actual patient“ (Gerson und Van Dam 2002).

Neben dem rasanten Fortschritt auf dem Computersektor spricht auch die in den letzten Jahren erfolgte unabhängige kommerzielle Entwicklung und Markteinführung zweier Geräte zur Simulation von Koloskopien für den langfristigen Erfolg der Computersimulatoren. Greenwald und Cohen (2006) prophezeien – z. Z. noch in Kombination mit Trainingsmodellen – Computersimulatoren eine große Zukunft: „It is easy to foresee a day when hands-on training using simulators will be readily available outside the gastroenterology fellowship setting.“

„In einer jüngeren Übersichtsarbeit über die Entwicklung der Koloskopieausbildungssimulation berichtete Williams, dass seine Gruppe 1982 ein einfaches elektronisches Videospiel entwickelte, das die Koordination der linken und der rechten Hand übte. Der nächste Simulator war dann mit einem frühen Personal Computer verbunden, wobei Reibungsbremsen die Bewegung des Puppenkoloskops mechanisch begrenzten. Bereits damals ermöglichte das System das Hervorrufen von akustischen Signalen wie Stöhnen oder Protest des Patienten, wenn übermäßige Gewalt oder Insufflation angewendet wurden“ (J. Hochberger et al. in Classen et al. 2003). Diese Prototypen wurden als *Mk 1 – Mk 3* bezeichnet.

Die ersten öffentlich vorgestellten Endoskopiesimulatoren, von Gillies und Williams (1987)⁷ und von Baillie et al. (1991) entwickelt, hatten bereits eine Computergrafik. Aber auch Systeme mit Videobildern wurden gebaut. Dabei wird bei den Geräten von Beer-Gabel et al. (1992) und Noar (1992) eine vorher gefilmte Untersuchung den Aktionen des Anwenders entsprechend wiedergegeben. Mit der „Entwicklung eines interessanten und realistischen computergestützten Simulator[!s] namens ‚Robotics Interactive Endoscopy Simulation System‘ (*RIES*) für ÖGDs⁸] und ERCPs“ (J. Hochberger et al. in Classen et al. 2003) wurde schon im Jahre 1986 begonnen. Die Simulation von *RIES* beruht auf realen Endoskopiebildern, der Simulator besteht aus einem mit Sensoren ausgestatteten Modellpatienten, einem Dummy-Endoskop und einem Computer (vgl. Noar und Soehendra 1992). Von Soehendra und Binmoeller (1992) wurde der Simulator u. a. wegen des Force-Feedbacks durch variable Widerstandselemente als herausragend gelobt, wegen großer Verzögerungen der Videotechnik jedoch auch kritisiert.

⁷Später mit einem aus generalisierten Zylindern visualisierten Darm (vgl. Gillies et al. 1992).

⁸Ösophago-Gastro-Duodenoskopie: Spiegelung der Speiseröhre, des Magens und des Zwölffingerdarmes. Dabei lassen sich Biopsien durchführen und Polypen mit einer Schlinge entfernen.



Ebenfalls mit einem passiven und statischen Force-Feedback ausgestattet ist der von Curtis et al. (1995) und Peifer et al. (1996) entwickelte Simulator für Gastroskopie. Damit lässt sich speziell die schwierig durchzuführende ERCP trainieren, ohne auf betäubte Schweine⁹ zurückgreifen zu müssen.

KISMET (Kinematic Simulation, Monitoring and Off-Line Programming Environment for Telerobotics) wurde ursprünglich für die kinematische Simulation und grafische Darstellung von Robotern entwickelt und dann um Funktionen für Operationssimulationen erweitert (vgl. Kühnapfel et al. 1995; Çakmak und Kühnapfel 2000). Aus dieser Entwicklung des Forschungszentrums Karlsruhe gingen ein Simulator für starre Endoskopie, ein Gynäkologie-Trainer (vgl. Kühnapfel et al. 2000; Çakmak et al. 2002), das Teleoperations-System *ARTEMIS* (vgl. Voges et al. 1997) und die Gründung der Firma *Select-IT VEST Systems AG*¹⁰ hervor. Sie bietet das Trainingssystem *VSTOne* für zwei Arten der Laparoskopie an.

Die Pionierarbeiten im Bereich der Endoskopiesimulation wurden mittlerweile entweder eingestellt (wie z. B. die *Mk*-Prototypen), oder ihre Entwicklung verfolgt eine andere Richtung als die hier betrachtete Koloskopie (z. B. *KISMET*). Daher beschränken sich die folgenden, ausführlicheren Beschreibungen auf die aktuellen Computersimulatoren für das Training der Koloskopie.

Die sechs in diesem Bereich verfügbaren Simulatoren lassen sich in zwei kommerziell erhältliche Geräte und vier Forschungsprojekte einteilen. Der kommerzielle Markt an Computersimulatoren für die flexible Endoskopie wird heute von zwei Firmen dominiert: Symbionix Ltd. (gegründet in Lod, Israel, jetzt Cleveland, Ohio, USA) und Immersion Corporation (San José, Kalifornien, USA) (vgl. Dunkin et al. 2007). Symbionix stellt den *GI Mentor* her, Immersion den *AccuTouch*.

Im Bereich der Forschungsprojekte sind das *Virtual Endoscope System* der japanischen Nagoya Universität, der Koloskopiesimulator der Schweizer *École polytechnique fédérale de Lausanne* (EPFL), der koreanische *KAIST-Ewha Colonoscopy Simulator* und *EndoSim* aus unserem Institut zu nennen.

⁹„Anästhesierte Schweine werden ... in Endoskopietrainingskursen zu Übungszwecken eingesetzt. Das Hauptanwendungsgebiet sind Trainingskurse für die ERCP“ (Muckenhaupt 2005).

¹⁰„*Select-IT VEST Systems AG* was founded in 2000 by a team of experts in endoscopy, surgery, VR, mechatronics, ... Their simulator is the *Virtual Endoscopic Surgery Training (VEST)* system. Two applications ... are available: the *VSTOne Cho* trains laparoscopic cholecystectomy, and the *VSTOne Gyn* trains laparoscopic gynecology“ (Schijven und Jakimowicz 2003).

3.3.1 GI Mentor

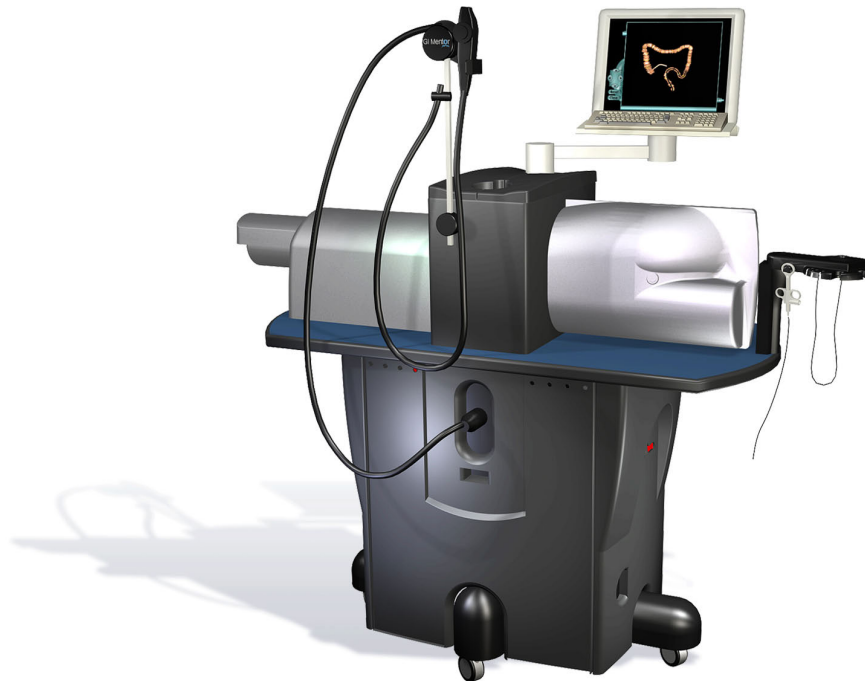


Abbildung 3.3: Der Nachfolger des ersten kommerziell erhältlichen Simulators für die Koloskopie: Der *Symbionix GI Mentor II* (mit freundlicher Genehmigung von Symbionix).

Vom *GI Mentor* zum *GI Mentor II*

Der erste kommerziell erhältliche Endoskopie-Simulator für den Magen-Darm-Trakt war der *GI Mentor* der Firma Symbionix (vgl. Bar-Meir 2000a). Bei diesem System handelt es sich um einen interaktiven Computersimulator, bestehend aus einem Corpus aus Fiberglas, einem Endoskop und einer Computereinheit. Der erste Prototyp wurde 1998¹¹ vorgestellt (vgl. Dunkin et al. 2007). Die aktuelle Version, der *GI Mentor II* (→ Abb. 3.3), ist seit April 2002 erhältlich. Es wurden Änderungen beim Force-Feedback vorgenommen und der Aufbau verkleinert. Die grundsätzliche Funktionsweise wurde beibehalten, so dass die Trainingsmodule kompatibel bleiben (vgl. Symbionix Ltd. 2007).

¹¹Entwickelt wurde der *GI Mentor* von Symbionix seit 1997 (vgl. Fried et al. 2007). In Deutschland wurde er jedoch erst im Jahre 2000 eingeführt (vgl. Körner 2003).



Simulation und Grafik

Die Computersimulation baut auf einem dreidimensionalen geometrischen Modell auf (vgl. Bar-Meir 2000b). Sie bildet sowohl die globalen Deformationen des Darmes durch das Endoskop als auch die lokale Deformation des Gewebes bei Interaktion mit der Endoskopspitze nach (vgl. Dunkin et al. 2007).

Für die grafische Darstellung wird die Textur des Gastrointestinaltraktes, welche auf videobasierten Aufnahmen realer endoskopischer Untersuchungen beruht, vom Computer passend manipuliert (vgl. Aabakken et al. 2000). Ausgegeben wird die Grafik über einen berührungsempfindlichen LCD-Flachbildschirm. Zusätzlich werden Geräusche von Insufflation und Absaugen von Luft sowie Patientenbeschwerden imitiert (vgl. Dunkin et al. 2007; Symbionix Ltd. 2008).

Trainingsmodule

Über das interaktive Programm lassen sich verschiedene Trainingsmodi und Fallsammlungen auswählen. Es existieren zwei Trainingsmodule mit je zehn virtuellen Patienten, so dass für das Training der Koloskopie 20 Fälle zur Verfügung stehen (vgl. Dunkin et al. 2007; Symbionix Ltd. 2008). Während einer simulierten Untersuchung kann die Position des Koloskops auf einer Übersichtskarte angezeigt werden. Am Ende lässt sich der Lernerfolg computerunterstützt überprüfen (vgl. Koch et al. 2007; Symbionix Ltd. 2008).

Weiterhin stehen zwei Trainingsprogramme zur Verfügung, die an Computerspiele erinnern: Bei „Endobubble“ ist die Aufgabe, Luftballone im Darm durch eine Nadel an der Endoskopspitze zum Platzen zu bringen. Bei „Endobasket“ besteht die Aufgabe darin, mit der Endoskopspitze Bälle aufzunehmen und sie in einen Korb zu werfen. Ziel dieser Spiele ist es, Anfängern die grundlegende Bedienung des Endoskops beizubringen, ohne sie durch eine klinische Umgebung abzulenken (vgl. Dunkin et al. 2007).

Haptik

In dem Mannequin befindet sich das Force-Feedback-Gerät. Eine Reihe von pneumatischen Bremsen erzeugt der Situation entsprechend sowohl einen Widerstand in translativer Richtung (Bewegung hinein bzw. heraus) als auch auf die Rotation

des Endoskopschlauches (→ Abb. 3.4). Als Endoskop kommt ein modifiziertes Pentax ECS-3840F zum Einsatz, bei dem die optischen Komponenten durch Sensoren zur Positionsbestimmung ersetzt wurden (vgl. Ferlitsch et al. 2002; Simbionix Ltd. 2008; Dunkin et al. 2007).

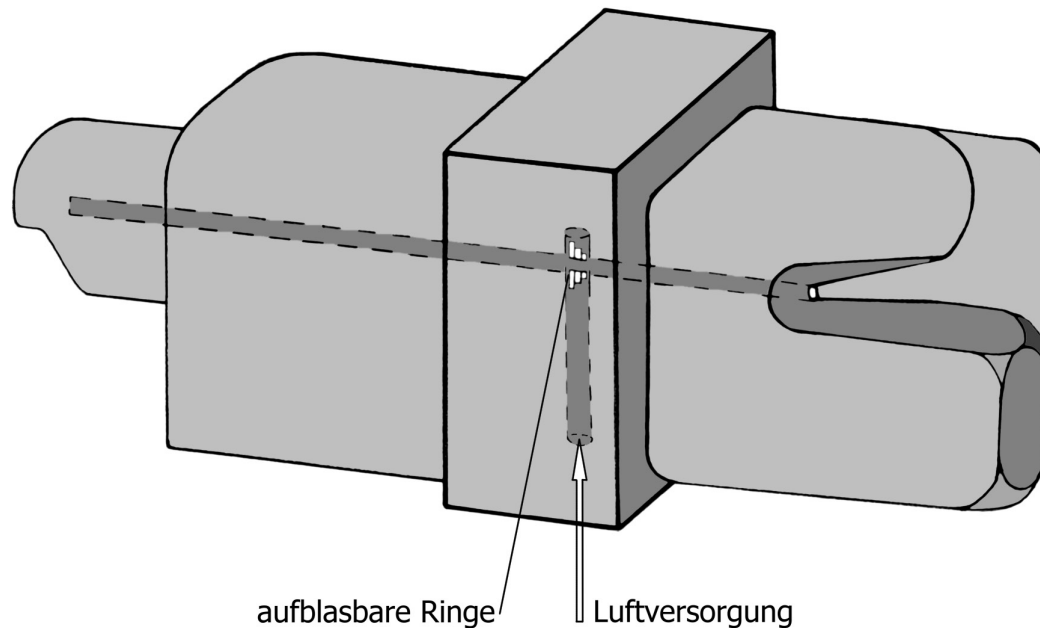


Abbildung 3.4: Funktionsweise des im *GI Mentor* eingesetzten passiven Force-Feedback-Gerätes: Das Endoskop wird in ein geradliniges Rohr eingeführt. In diesem befinden sich kleine, aufblasbare Ringe, welche situationsabhängig durch Aufblasen das Endoskop einklemmen und damit die Bewegung sowohl in translativer Richtung als auch bei der Rotation erschweren können.

Kritische Betrachtung der Technik des Simulators

Zur Grafik des *GI Mentors* bemerken Grund und Mentges (2000), dass die Anatomie zwar in der Textur näherungsweise wiedergegeben wird, die geometrische Nachbildung jedoch künstlich wirke. Von den computergenerierten Ausgaben zum Lernerfolg muss nach Ferlitsch et al. (2002) insbesondere die Angabe über die prozentual beobachtete Darmoberfläche verbessert werden.

Eine beschränkte Realitätstreue kann durch Schwächen in der Simulation oder ein eingeschränktes Force-Feedback entstehen. So benötigt eine realistische hap-



tische Simulation von Darmschlingen aktive Kräfte, denn auch bei einer realen Untersuchung treten durch die elastische Aufhängung des Darmes aktive Rückstellkräfte auf (→ **Untersuchung unangenehm für den Patienten** ab Seite 14).

Dieses selbstständige Herausbewegen des Endoskops ist ausschließlich durch ein Force-Feedback-System mit einem aktiven Antrieb zu simulieren, nicht jedoch mit dem pneumatischen System des *GI Mentors*, welches nur verzögernde Kräfte ausüben kann. Daher bemängeln Ferlitsch et al. (2002) bei der Begutachtung des Gerätes: „Komplexe, manipulative Techniken und Darmschlingen werden nicht simuliert.“

Weiterhin ist das Erlernen des schwierigen Eindringens bis zum Caecum ein wichtiger Aspekt des Trainings. Beim *GI Mentor* stellt jedoch das tiefe Eindringen keine Schwierigkeit dar, denn durch einfaches Schieben des Endoskopschlauches findet dieser immer seinen Weg durch den virtuellen Darm ins Innere (vgl. Aabakken et al. 2000). Daher ist der Simulator auch für dieses Training nicht gut geeignet.

Neben den Schwächen des Force-Feedbacks bezüglich der beiden Freiheitsgrade des Endoskopschlauches ist zu bemängeln, dass auf den zwei Freiheitsgraden der Endoskopspitze, welche über je ein Handrad gesteuert werden, überhaupt keine Kräfte generiert werden. Wird beispielsweise bei einer realen Endoskopie die Spitze durch Drehen an einem Handrad in die Darmwand gedrückt, ist dies deutlich an dem Widerstand des Handrades zu spüren, oder – wenn es losgelassen wird – daran zu sehen, dass es sich wieder etwas zurückdreht. Da ein solches Verhalten wegen fehlender Kraftgenerierung nicht möglich ist, kann die Simulation auch in diesem Punkt nicht mit der Realität übereinstimmen.

Entsprechend den verschiedenen Problemen, die sich aus der Haptik des *GI Mentors* ergeben, kritisieren Grund und Mentges (2000), dass die sensorischen Rückmeldungen – soweit sie überhaupt vorhanden sind – noch lange nicht der Haptik des natürlichen Gewebes entsprechen. Daher kommen sie zu dem Schluss, dass sich Handling und Fingerspitzengefühl damit nicht annähernd adäquat trainieren lassen.

Untersuchung der Leistungsfähigkeit

Es stehen einige aktuelle Studien zur Verfügung, welche die Leistungsfähigkeit des Endoskopiesimulators *GI Mentor* überprüfen.

Zunächst soll die Frage betrachtet werden, in wie weit sich dieser Simulator eignet, die Voraussetzungen für das Erlernen des Koloskopierens zu überprüfen:

Eine Voraussage des Trainingsaufwandes versuchen Ritter et al. (2006) anhand der Wahrnehmung, des räumlichen Sehens und der haptischen Fähigkeiten eines Auszubildenden. Bei elf Studenten wurden zunächst diese grundsätzlichen Fähigkeiten geprüft. Dann wurde eine Aufgabe gestellt, die von sechs Prüflingen in weniger als zehn Versuchen gelöst wurde, von den anderen fünf Probanden nicht. Durch den Vergleich des Vortests mit den Ergebnissen beim Lösen der Aufgabe kommt die Studie zu dem Schluss, dass der unterschiedlich schnelle Lernerfolg von den grundsätzlichen Fähigkeiten der Auszubildenden abhängt. Auch die Studie von Westman et al. (2006) beschäftigt sich mit dem Einfluss des räumlichen Vorstellungsvermögens auf die Fähigkeiten beim Koloskopieren. Statt Anfängern wurden hier jedoch elf erfahrene Endoskopiker mit drei darauf ausgelegten Tests geprüft. Das Ergebnis ist, dass Koloskopiker mit einem guten räumlichen Vorstellungsvermögen signifikant bessere Ergebnisse erzielen.

Die zweite Fragestellung lautet, in wie weit Verbesserungen der haptischen Fähigkeiten durch das Training mit dem Simulator zu erzielen sind:

Dazu ließen Aabakken et al. (2000) den *GI Mentor* anhand eines Fragebogens von 33 Trainingskursteilnehmer bewerten: Den Simulator sehen 3 % als sehr, 21 % als nicht realistisch. Der erwartete Nutzen eines Simulationstrainings nimmt mit dem Können ab. Fast einstimmig wurde die Untersuchung als zu leicht bewertet.

Die Einführung eines definierten Lehrplans zur praktischen Ausbildung in der flexiblen Endoskopie wurde von Clark et al. (2005) überprüft. Während der zweijährigen Dauer wurden monatlich Unterweisungen am Simulator nach einem für Anfänger und Fortgeschrittene getrennten Programm durchgeführt. Von allen vollständig durchgeführten Untersuchungen wurde die Effektivität anhand der vom Simulator ausgegebenen Daten bestimmt. Der Durchschnitt ergab für Anfänger einen Effektivitätswert von 59 %, für Fortgeschrittene von 80 %.



Ferlitsch et al. (2001) verglich sechs Anfänger ohne Training mit sieben Anfängern, welche drei Wochen lang pro Tag zwei Stunden trainierten. Nach dieser Zeit haben die Anfänger mit Training am Simulator das Niveau von Experten – welche über tausend reale Untersuchungen durchgeführt hatten – erreicht.

Einen ähnlichen Versuch führten Ritter et al. (2003) mit dem Trainingsprogramm „Endobubble“ durch. Beim Vergleich dreier Durchgänge mit sechs Anfängern und fünf Fortgeschrittenen kommen sie zu dem Schluss, dass nur die Anfänger dazulernen. Bei den Fortgeschrittenen bleibt die Leistung in etwa konstant.

Auch Eversbusch und Grantcharov (2004) setzten das Trainingsprogramm „Endobubble“ ein. Es wurden 28 Personen, die noch nie vorher eine Koloskopie ausgeführt hatten zufällig in zwei Gruppen eingeteilt. Eine Gruppe trainierte, die andere nicht. Eine daran anschließende Koloskopiesimulation ergab bei den Trainierten deutlich bessere Leistungen.

Als Kombination wurden die verschiedenen Möglichkeiten mit dem Simulator zu trainieren („Endobubble“, spezielle Fälle der Koloskopie, vollständiges Eindringen bis zum Caecum) von Buzink et al. (2007) in vier nacheinander folgenden Sitzungen eingesetzt. Dabei wurden Gruppen von Anfängern, Fortgeschrittenen und Experten verglichen. Anfänger wurden deutlich besser, besonders in Bezug auf die benötigte Zeit. Ihre Leistungen näherten sich den Experten an, blieben jedoch immer darunter. Bis auf die Reduktion der Zeit, in welcher der Patient starke Schmerzen haben würde, verbesserten sich die Experten nicht.

Eine weitere Fragestellung ist, ob sich der *GI Mentor* einsetzen lässt, um verschiedene Leistungsniveaus zu unterscheiden:

Ferlitsch et al. (2002) ließen 13 Anfänger und 11 Fortgeschrittene sowohl die speziellen Trainingsprogramme „Endobasket“ und „Endobubble“ als auch simulierte Untersuchungen durchführen. Durch Vergleich von Ereignissen (Erfolgsrate, Krafteinwirkung auf Darmwand, etc.) kommen sie zu dem Schluss, dass sich Anfänger eindeutig von Experten unterscheiden lassen.

Indem Ritter et al. (2003) die Leistungsfähigkeit von elf Testpersonen ausschließlich mit dem Trainingsprogramm „Endobubble“ testeten (Luftballone, Zeit, Fehler), versuchten sie Anfänger von Fortgeschrittenen zu unterscheiden. Auch dieser geringere Unterschied im Leistungsniveau ließ sich eindeutig erkennen.

Anhand von Fragebögen bildeten Felsher et al. (2005) aus einer im Bezug auf das Können heterogenen Gruppe zwei Cohorten aus: Anfänger und Fortgeschrittene. Die Leistungen bei der simulierten Untersuchung bestätigten, dass die Fortgeschrittenen schneller das Caecum erreichen, mehr von der Darmwand sehen und den virtuellen Patienten weniger lang unangenehmen Kräften aussetzen.

Eine ähnliche Untersuchung, jedoch mit drei Gruppen, kommt von Grantcharov et al. (2005). Die Testpersonen wurden dabei aufgrund der Anzahl durchgeführter Endoskopien in Anfänger, Fortgeschrittene und Experten eingeteilt. Anhand verschiedener Daten, die während der simulierten Untersuchung aufgezeichnet wurden (betrachtete Darmschleimfläche, Zeit mit klarer Sicht [= Endoskopspitze im Lumen des Colons], Stärke und Dauer des Krafteinsatzes, Schlingenbildung), kommen Grantcharov et al. (2005) zu dem Schluss, dass der Simulator zur Unterscheidung des Leistungsniveaus zwischen Anfängern und Experten und zwischen Fortgeschrittenen und Experten geeignet ist. Ein signifikanter Unterschied zwischen Anfängern und Fortgeschrittenen konnte jedoch nicht festgestellt werden.

Um Lernfortschritte zwischen den verschiedenen Niveaus zu vergleichen, bildeten Eversbusch und Grantcharov (2004) aus 28 Personen drei Gruppen: Anfänger, Fortgeschrittene und Experten (hier schon bei über 200 real durchgeführten Untersuchungen!). Während bei den Experten bereits nach zwei Trainingsdurchgängen keine Fortschritte mehr festgestellt werden konnten, dauerte es bei den Fortgeschrittenen fünf und bei den Anfängern sieben Durchläufe, bis das Plateau erreicht wurde. Wurde statt einer simulierten Endoskopie das Trainingsprogramm „Endobubble“ eingesetzt, ergaben sich bei den Experten überhaupt keine Fortschritte, bei den Fortgeschrittenen wurde nach vier bis fünf und bei den Anfängern nach fünf bis sieben Durchgängen das Plateau erreicht.

Auch Koch et al. (2007) gehen der Frage nach, ob sich der Simulator für das Überprüfen von Leistungsstandards eignet. Dafür bildeten sie aus 105 Personen vier Gruppen anhand der Anzahl der zuvor ausgeführten Untersuchungen: Anfänger (0), Fortgeschrittene (< 200), Erfahrene (200 – 1000) und Experten (> 1000). Bewertet wurde die Zeit bis zum Erreichen des Caecums und wie oft die Sicht verloren wurde. Während die benötigte Zeit bei Anfängern mit ca. 30 Minuten signifikant größer ist, finden sich bei den anderen Gruppen mit ca. 5 Minuten keine deutlichen Unterschiede. Die Sicht wurde von Anfängern deutlich öfter verloren.



Bei der Bestimmung des Realitätsgrades und des didaktischen Wertes durch Experten wurde die Haptik am schlechtesten bewertet.

Die letzte Frage ist, ob ein Simulationstraining mit dem *GI Mentor* zur Vorbereitung auf reale Untersuchungen sinnvoll ist:

Eine Studie – randomisiert, verblindet und multizentrisch (mit 16 Kliniken) – soll dies zeigen. Dafür wurden von Cohen et al. (2006) Anfänger in zwei Gruppen eingeteilt, von denen die eine Gruppe ein unbeaufsichtigtes, auf acht Wochen verteiltes Training von insgesamt zehn Stunden am Simulator durchführte. Teilnehmer beider Gruppen wurden dann während ihrer ersten 200 wirklichen Koloskopien von Aufsichtspersonen nach subjektiven und objektiven Kriterien bewertet. Die Auswertung ergab, dass nach den subjektiven Kriterien die Trainierten bei den ersten 100 Untersuchungen, nach den objektiven Kriterien bei den ersten 80 Versuchen, besser bewertet wurden.

Eine vergleichbare Studie mit Daten aus neun Kliniken kommt von Dunkin et al. (2006). Auch hier wurden zwei Gruppen gebildet: acht Personen trainierten 16 Wochen mit dem Simulator, die Vergleichsgruppe von sechs Personen nicht. Der entscheidende Unterschied ist, dass die sieben Punkte umfassende Bewertung (Untersuchungszeit, Fähigkeit Caecum zu erreichen, Zeit bis zum Caecum, benötigte Hilfe, Medikamenteneinsatz, Erholungszeit, Komplikationen) über ein Jahr vorgenommen wurde. Der Vergleich der Durchschnittswerte ergab, dass je nach Parameter die trainierte Gruppe etwas besser oder gleich gut war. Bei keinem der sieben Punkte konnte ein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Kritische Betrachtung der Studienergebnisse

Bei mehreren Untersuchungen zum *GI Mentor* fällt auf, dass nur eine geringe Anzahl an Testpersonen verglichen wurde: Bei Ferlitsch et al. (2001, 2002) bestehen die Gruppen aus jeweils 6–13, bei Eversbusch und Grantcharov (2004); Grantcharov et al. (2005) aus jeweils 8–10 Teilnehmern. Bei Ritter et al. (2003, 2006); Westman et al. (2006) wurden insgesamt nur 11 Personen betrachtet.

Trotzdem zeigen die vorgestellten Studien, dass mit einer deutlichen Verbesserung der haptischen Fähigkeiten zu rechnen ist, wenn Anfänger mit dem *GI Men-*

tor trainieren. Für Fortgeschrittene und Experten wurde jedoch kaum ein Nutzen festgestellt. Dies bestätigt die bei Aabakken et al. (2000) genannten Erwartungen.

Daher stellt sich die Frage, ob dieser Nutzen in einem vernünftigen Verhältnis zu den Kosten eines Computersimulators steht. Auch exklusiv von Computersimulatoren realisierbare Funktionen, wie die Berechnung der beobachteten Darmoberfläche, genügen kaum, um die aufwändige Technik zu rechtfertigen, insbesondere, wenn, wie beim *GI Mentor*, Zweifel an der Aussagekraft bestehen (vgl. Ferlitsch et al. 2002). Für einen Bruchteil des Geldes¹² stehen für Anfänger diverse Trainingsmodelle zur Verfügung (→ **Trainingsmodelle** ab Seite 31).

Da die Möglichkeiten von Trainingsmodellen begrenzt sind, ist der Einsatz von Computersimulatoren insbesondere für Fortgeschrittene und Experten interessant. Jedoch zeigen gerade hier die Studien keine überzeugenden Vorteile: Bei den Versuchen von Ritter et al. (2003) verbessern sich schon Fortgeschrittene nicht mehr. Dass Experten, die ein noch höheres Leistungsniveau besitzen, einen Nutzen aus dem Simulationstraining ziehen, ist daher noch zweifelhafter. So kommen auch Buzink et al. (2007) zu dem Schluss, dass, bis auf den Prozentsatz der Zeit, in der der virtuelle Patient starke Schmerzen hat, bei den Experten keine deutliche Verbesserung auftritt.

Selbst diese kleine Verbesserung überzeugt nicht, denn durch Ausnutzen der Schwächen des Simulators lassen sich schwierige Stellen durch Weiterschieben des Endoskops im Gegensatz zu einer realen Untersuchung schnell lösen. Dies könnte auch die Fortschritte der von Eversbusch und Grantcharov (2004) geprüften Experten bei den ersten beiden Versuchen erklären. Weitere Verbesserungen wurden nicht festgestellt, was umso mehr gegen ein wirkungsvolles Training spricht, da es sich bei den „Experten“ mit über 200 durchgeführten realen Untersuchungen eher um Fortgeschrittene handelt, bei denen in der Praxis sicher noch mit deutlichen Fortschritten zu rechnen ist. Damit bestätigen die Studienergebnisse die Einschränkungen des Gerätes: „Komplexe manipulative Techniken – z. B. Darmschlingen – welche den Simulator für fortgeschrittene Endoskopiker attraktiver machen würden, werden nicht simuliert“ (Ferlitsch et al. 2001).

¹²Simbionix veröffentlicht keine Preise für den *GI Mentor II*. Es ist trotzdem möglich, die Größenordnung des Preises durch Vergleich mit ähnlichen Systemen abzuschätzen: Ein Trainingsmodell für die Laparoskopie („Box-trainer“) kostet 495 \$. Der *Lap Mentor* von Simbionix liegt bei ca. 90 000 \$, also dem 182-fachen! (vgl. Dunkin et al. 2007)



Die Technik des *GI Mentors* hat sicher auch Auswirkungen auf die uneinheitlichen Ergebnisse der sechs Untersuchungen, welche die Evaluation mit diesem Simulator betrachten. Übereinstimmend wird festgestellt, dass die großen Leistungsunterschiede zwischen einem Anfänger und einem Experten zu trennen sind. Bei geringen Unterschieden (zwischen Anfängern und Fortgeschrittenen bei Grantcharov et al. (2005) und zwischen Fortgeschrittenen und Experten bei Koch et al. (2007)), ist jedoch keine sichere Aussage möglich. Diplomatisch fordern daher Felsher et al. (2005) weitere Versuche, um festzustellen, ob dieser Simulator zur Evaluation eingesetzt werden kann, während die Expertenmeinungen bei Koch et al. (2007) wenig schmeichelhaft sind: „Der Simulator wird für die Überprüfung von trainierten Endoskopikern als nicht verwendbar betrachtet.“

Wichtiger als die Evaluation ist der Einsatz des *GI Mentors* für die Vorbereitung von realen Untersuchungen. Nach der Untersuchung von Cohen et al. (2006) erzielen Auszubildende nach einem vorher absolvierten Simulatortraining bei den ersten 80–100 realen Koloskopien bessere Ergebnisse. Dies zeigt jedoch nur den Vorteil einer Vorbereitungsphase, nicht jedoch, ob die Art der Vorbereitung optimal war und ob die Ausführenden auf Dauer ein besseres Leistungsniveau erreichen. Wie der einjährige Vergleich von Dunkin et al. (2006) zeigt, existiert kein anhaltender signifikanter Vorteil des Vorbereitungstrainings. Nur dieser Erfolg würde ein aufwändiges und teures Training mit dem Simulator rechtfertigen.

Für die Gleichsetzung von Simulatortraining mit dem Training am lebenden Objekt muss sichergestellt sein, dass sich das am Simulator Gelernte direkt auf die Realität übertragen lässt. Dies jedoch setzt wiederum voraus, dass die Simulation sehr realistisch ist. Da ein solcher Beleg aussteht, meinen Ferlitsch et al. (2002), dass keine Schlüsse über die Auswirkungen des virtuellen Trainings am Simulator auf die reale Endoskopie gezogen werden könnten. Eine ausreichende Realitätstreue des *GI Mentors* lässt sich aus den folgenden Gründen bezweifeln:

Die Studien zum räumlichen Sehen und dem zugehörigen Vorstellungsvermögen von Ritter et al. (2006) und Westman et al. (2006) zeigen die Möglichkeit, das für den Koloskopiker wichtige räumliche und optische Vorstellungsvermögen mit dem *GI Mentor* zu überprüfen und daraus Prognosen zu bilden. Diese Faktoren spielen sicher eine Rolle, da jedoch auch zum Überprüfen der Fähigkeiten das

mit einer suboptimalen Haptik ausgestattete Gerät verwendet wurde, ist mit einer Überbewertung der optischen gegenüber den haptischen Fähigkeiten zu rechnen. Die herausragende Stellung der visuellen Orientierung der Testpersonen ist eher als Beleg für Mängel der Haptik zu sehen (→ **Haptik** ab Seite 42).

Die Expertenmeinungen über den *GI Mentor* zeigen deutlich, dass die Realitätstreue – insbesondere im Bereich der Haptik – zu wünschen lässt: Auf der Skala von 1–4 nach Likert (1932) wurde das haptische Feedback nur mit 2,57 bewertet. „Die Haptik des Simulators ist zweifelhaft“ (Koch et al. 2007).

Dr. J. Bender¹³ kritisierte das Training an diesem Simulator folgendermaßen: „As any of us with small kids know, any time they get a new video game, their performance improves markedly the second and third time they try it. Yes, they can pop more balloons, but do you have any data at all that this correlates with better performance?“ Die Antwort von Ritter et al. (2003) lautete darauf: „Right now, no“. Im Gegensatz zu diesen fehlenden Daten gibt es für die Vermutung, dass die Leistungen am Simulator nicht ausschließlich mit den Leistungen der Wirklichkeit korrelieren, einen weiteren Hinweis von Westman et al. (2006): „The visuospatial tests performed better in endoscopists not playing computer games.“

Auch die für eine Untersuchung am Simulator benötigten Zeiten, welche von Koch et al. (2007) ermittelt wurden, entsprechen in ihrer Verteilung nicht den Ergebnissen realer Untersuchungen: Bei Anfängern ist die Zeit herausragend hoch (29 min, 57 s), bei Fortgeschrittenen (5 min, 45 s), Erfahrenen (4 min 19 s) und Experten (4 min 56 s) liegen die Zeiten jedoch unerwartet eng beieinander, so dass danach keine Einteilung erfolgen kann (Die Experten sind sogar etwas langsamer als die Erfahrenen!). Im Gegensatz zu diesen zwei Stufen (Anfänger/Andere) gilt bei realen Koloskopien, dass sich die Zeit invers proportional zur Erfahrung verhält (vgl. Wexner et al. 2001).

Insbesondere die sehr kurzen Zeiten für das Erreichen des Caecums beim Simulatortraining – welche schon von Fortgeschrittenen erreicht werden – zeigen, wenn sie mit Zeiten von realen Untersuchungen verglichen werden (9 bis 10,2 Minuten bei einem erfahrenen Koloskopiker (vgl. von Delius et al. 2006)), dass ein erfolgreiches Durchführen einer Untersuchung am *GI Mentor* noch lange nicht bedeutet, dass sich bei einer realen Koloskopie der Erfolg einstellt.

¹³Oklahoma City, Oklahoma, USA



3.3.2 AccuTouch

Vom *PreOp* zum *AccuTouch*

Ein Jahr nach dem ersten kommerziellen Simulator zum Training der Koloskopie wurde von HT Medical Systems der *PreOp Flexible Sigmoidoscopy Trainer* vorgestellt. Die Firma wurde von Immersion im Jahre 2000 übernommen und der unter anderem um die Koloskopie erweiterte Simulator (→ Abb. 3.5) wurde als *AccuTouch Endoscopy Simulator* präsentiert (vgl. Dunkin et al. 2007).

Dieses Gerät besteht aus mit dem *GI Mentor* vergleichbaren Komponenten: Computer, Force-Feedback-System (welches hier in ein nur rudimentär vorhandenes Mannequin eingebaut ist), einem angepassten Endoskop und einem Flachbildschirm für die Bild- und Tonausgabe (vgl. Demir 2003).



Abbildung 3.5: Der *AccuTouch Endoscopy Simulator* der Firma Immersion Medical beim Einsatz als Trainingsgerät für die Koloskopie. Links das Force-Feedback-Gerät, rechts Computer und LCD-Monitor (mit freundlicher Genehmigung von Immersion Medical).

Simulation und Grafik

Das Darmmodell wird generiert aus 1-mm³-Voxeln eines Spiral-CT-Scans¹⁴ des „Visible Human Projects“ (vgl. Ackerman 1995, 1998; U.S. National Library of Medicine 2007). Simuliert werden sowohl globale wie auch lokale Deformationen. Die dreidimensionalen computergenerierten Darstellungen basieren auf Videoaufzeichnungen von realen Koloskopien (vgl. Demir 2003; Datta et al. 2002; Dunkin et al. 2007).

Fallbeispiele und Trainingsunterstützung

Für das Training der Koloskopie stehen 18 unterschiedlich schwierige Fälle zur Verfügung (vgl. Dunkin et al. 2007). Während der Durchführung können verschiedene Parameter aufgezeichnet werden: Prozentsatz der beobachteten Mucosa, benötigte Zeit für die Untersuchung, mit dem Endoskop zurückgelegte Strecke, mögliche Komplikationen, beim virtuellen Patienten erzeugte Schmerzen (vgl. Datta et al. 2002; Sedlack und Kolars 2002). Zusätzlich bietet der *AccuTouch* einen eingebauten pathologischen Atlas und didaktisches Material in Form von Videos, welche Untersuchungstechniken zeigen (vgl. Dunkin et al. 2007).

Haptik

Das speziell für den *AccuTouch* entwickelte Endoskop besitzt am Handteil Sensoren, welche Manipulationen an Tasten und Handrädern registrieren. Das Tracking der Bewegungen des Endoskopschlauches erfolgt innerhalb des Force-Feedback-Gerätes (vgl. Demir 2003). Dieses arbeitete ursprünglich mit Reibungsbremsen, also nur passiv (vgl. Dunkin et al. 2007). Seit 2003 kommen Motoren für ein aktives Force-Feedback zum Einsatz (vgl. Körner 2003).

Auf das über den Arbeitskanal eingeführte Universalinstrument wirkt ebenfalls ein Force-Feedback (vgl. Dunkin et al. 2007).

¹⁴Beim Spiral-CT wird der Patient mit konstanter Geschwindigkeit entlang seiner Längsachse durch die Strahlenebene bewegt, während die Strahlenquellendetektoreinheit konstant rotiert. Heute können damit bis zu 256 Axialebenen gleichzeitig eingelesen werden. Dies erlaubt eine hohe Geschwindigkeit und die Gewinnung von Datensätzen mit isotropen (= kubischen) Voxeln.



Kritische Betrachtung der Technik des Simulators

Die Ergonomie des *AccuTouch* überzeugt nicht, weshalb Moorthy et al. (2004) vor ihren Tests das Gerät zerlegten, um u. a. den Monitor besser zu positionieren.

Das beim *AccuTouch* eingesetzte Force-Feedback-Gerät ist, da es auf zwei Freiheitsgrade aktive Kräfte ausüben kann, vielversprechend. Als dieses System Anfang 2003 von Mitarbeitern unseres Instituts getestet wurde, stellte sich jedoch heraus, dass die translativ Kraft auf den Schlauch mit einer großen zeitlichen Verzögerung behaftet ist und dass der Schlauch, falls er ein Stück weit eingeführt wurde, kaum noch zu drehen ist (vgl. Körner 2003).

Die Verzögerung der translativen Kraft lässt sich durch die Trägheit der großen Rolle zusammen mit der ungünstigen Übersetzung zwischen Antriebsmotor und Rolle erklären. Die Ursache für die schwergängige Rotation um die Schlauchachse ist wahrscheinlich die zu hohe Reibung, welche sich durch das Aufwickeln des Schlauches auf der Rolle ergibt (→ Abb. 3.6).

Die beim *GI Mentor* geäußerte Kritik bezüglich der Ansteuerung der Krümmung der Endoskopspitze trifft in gleicher Weise für den *AccuTouch* zu, denn auch hier werden an den Bedienrädern keine Kräfte erzeugt.

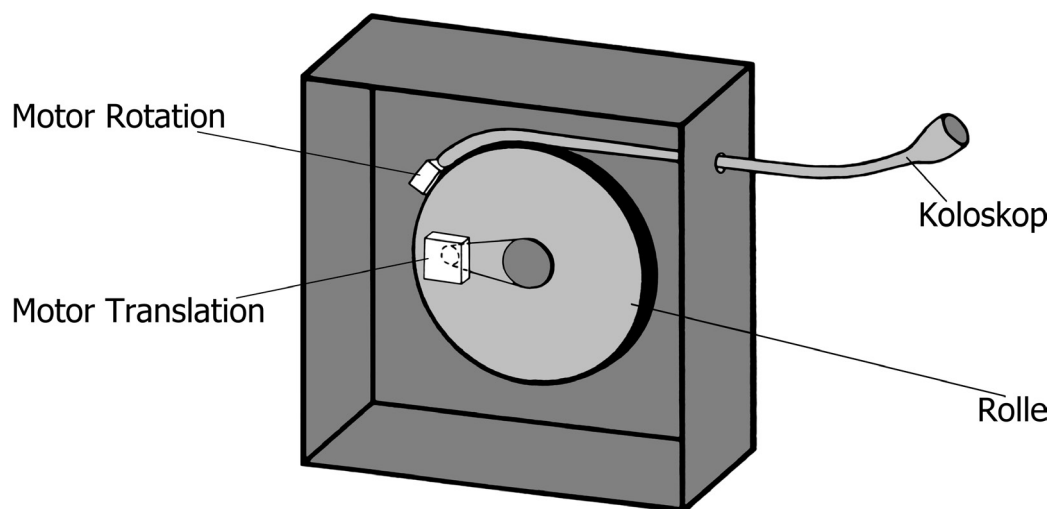


Abbildung 3.6: Funktionsweise des im *AccuTouch* eingesetzten Force-Feedback-Gerätes: Über einen Zahnriemen überträgt der Motor das Drehmoment auf die große Rolle. Auf dieser wird der Endoskopschlauch aufgewickelt. Der Motor, welcher auf der Rolle montiert ist, sorgt für aktive Kräfte bei der Rotation um die Schlauchachse.

Leistungsbelege

Der Entwicklung des Gerätes entsprechend behandeln die ersten Studien den Simulator als Trainingsgerät für die Sigmoidoskopie. Wie die alternative Bezeichnung „kleine Koloskopie“ nahelegt, handelt es sich dabei um eine vergleichbare, wenn auch einfachere Untersuchung, da nur ein Teil des schwierigen Eindringens durchgeführt wird (→ Abb. 2.3).

Um zu testen, ob der *AccuTouch* verschiedene Leistungsniveaus unterscheiden kann, wurden 45 Personen, die ein Trainingsmodul dreimal ausführten, von Datta et al. (2001, 2002) in drei Gruppen eingeteilt: Signifikante Unterschiede zwischen Anfängern und Fortgeschrittenen konnten bei der betrachteten Darmoberfläche, der zurückgelegten Strecke und der benötigten Zeit für die Untersuchung festgestellt werden. Zwischen Fortgeschrittenen und Erfahrenen ist nur der Prozentsatz der betrachteten Darmoberfläche abweichend. Bei den Zeiten ohne Sicht ergeben sich bei beiden Vergleichen keine signifikanten Unterschiede.

Auch MacDonald et al. (2003) versuchten den Simulator zur Unterscheidung von Leistungsniveaus zu verwenden. Aus 34 Personen bildeten sie ebenfalls drei Gruppen, die auch drei Untersuchungen ausführten. Die Auswertung zeigt, dass mit dem Simulator zwischen Untrainierten und Trainierten sowie zwischen dem untrainierten Personal und den Experten unterschieden werden kann. Jedoch ergibt sich kein signifikanter Unterschied zwischen Erfahrenen und Experten.

Für den dritten Leistungsvergleich wurde von Moorthy et al. (2004) der Simulator so umgebaut, dass der Monitor realistischer und ergonomischer aufgestellt werden konnte. Während die sechs Experten, die sieben Fortgeschrittenen und die sieben Anfänger ein Trainingsmodul ausführten, wurden zehn Eigenschaften von drei Beobachtern, welche nur die Hände und den Monitor sehen konnten, bewertet. Zwischen den drei Gruppen konnte unter Berücksichtigung aller Wertungen ein deutlicher Unterschied mit hoher Interrater-Reliabilität¹⁵ festgestellt werden. Jedoch konnte zwischen Fortgeschrittenen und Anfängern bei der maximalen Eindringtiefe, der beobachteten Darmoberfläche und der Zeit ohne Sicht kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

¹⁵ Interrater-Reliabilität bezeichnet in der Psychologie das Ausmaß der Übereinstimmungen (= Konkordanzen) der Einschätzungsergebnisse bei unterschiedlichen Beobachtern („Ratern“). Hierdurch kann angegeben werden, inwieweit die Ergebnisse vom Beobachter unabhängig sind.



Die Übertragbarkeit des am Simulator Gelernten auf reale Untersuchungen wurde von Sedlack et al. (2004a) mit 38 Lernenden getestet. Nachdem die Hälfte der Testpersonen ein Simulatortraining von drei Stunden durchgeführt hatte, wurden die Schmerzen einer realen Untersuchung von Patienten selbst anhand einer Skala nach Likert (1932) von 1 bis 10 bewertet (1 = keine Schmerzen; 10 = schlimmste Schmerzen des Lebens): Die Trainierten schnitten im Durchschnitt um einen Punkt besser ab (vgl. auch mit Sedlack und Kolars 2003a). Mittels acht Parametern wurde zusätzlich die Leistung von den Ausführenden selbst und vom Aufsichtspersonal bewertet. Während die trainierten Auszubildenden sich vorteilhafter einschätzten, wurden ihre Leistungen vom Personal nicht besser bewertet.

Mittlerweile wurde der *AccuTouch Endoscopy Simulator* auch als Trainingsgerät für die Koloskopie begutachtet. Zuerst soll betrachtet werden, ob sich der Simulator für die Unterscheidung verschiedener Leistungsniveaus einsetzen lässt.

Wie dies durch die vom Simulator aufgezeichneten Parameter erfolgen kann, beschreiben Sedlack und Kolars (2002): Indem sie die Leistungen während des Lernprozesses mit Leistungen verschieden erfahrener Gruppen vergleichen, versuchen sie auch auf das erforderliche Training zu schließen. Für diesen Test ließen Sedlack und Kolars (2003b) zwei Untersuchungen am Simulator von zehn Anfängern, sechs Lernenden und sechs Praktizierenden durchführen. Es wurde festgestellt, dass von zehn aufgezeichneten Parametern drei vom Leistungsniveau abhängig sind. Bei den anderen sieben bestehen keine signifikanten Unterschiede. Die Praktizierenden bewerteten die Simulation als realistisch, die Durchführung der Untersuchung jedoch als zu einfach.

Anhand der leistungsbestimmenden Parameter von 27 Personen, die während einer Untersuchung am *AccuTouch* aufgezeichnet wurden, versuchen Varley et al. (2006) eine Experten- von einer Anfänger/Fortgeschrittenen-Gruppe zu unterscheiden. Dies gelingt, da Experten viel schneller sind, weniger Schmerzen bereiten, seltener die Sicht verlieren, das Zurückziehen besser ausführen, die Anal-Region genauer inspizieren und immer die Untersuchung vollenden.

Der Zusammenhang zwischen praktischer Erfahrung und den Leistungen am Simulator wurde auch von Mahmood und Darzi (2003) getestet. Dazu wurden Ärzte anhand der Anzahl durchgeführter Untersuchungen in drei Gruppen einge-

teilt: Elf Anfänger (< 10), sieben Fortgeschrittene ($11 - 100$) und sieben Erfahrene (> 100). Die Testpersonen führten mehrmals am Simulator Untersuchungen durch, wobei jedesmal ein Trainingsmodul mit komplexen Darmschlingen zum Einsatz kam. Unter Berücksichtigung der verschiedenen Parameter ergibt sich ein deutlicher Unterschied zwischen den Gruppen. Wird jedoch nur die zurückgelegte Strecke betrachtet, ist der Unterschied nicht signifikant.

Die Bedeutung der Haptik des *AccuTouch* demonstrierten Mahmood und Darzi (2004), indem sie 26 Personen mit einem heterogenen Leistungsniveau jeweils fünf mal ein Trainingsmodul mit deaktiviertem Force-Feedback durchführen ließen. Das Ergebnis – keine Lernfortschritte werden erzielt – wird dahingehend interpretiert, dass die normalerweise auftretenden Lernfortschritte kein Erlernen des Simulators, sondern wirkliche Leistungsverbesserungen sind.

Ob solche Leistungsverbesserungen am Simulator sich auch wirklich positiv auf reale Untersuchungen auswirken, sollen die folgenden Studien feststellen:

Dazu wurden von Park et al. (2007b) 24 Anfänger bei Koloskopien am Patienten bewertet, wobei jeder zweite vorher ein Simulationstraining absolviert hatte. Die Trainierten sind signifikant besser. Die Leistungsbestimmung durch den Simulator stimmt jedoch nur beschränkt mit der bei realen Untersuchungen überein.

Auch Ahlberg et al. (2005) überprüften, ob ein Training mit dem *AccuTouch* schnellere Lernerfolge für Anfänger erlaubt. Der Versuch erfolgte mit 24 Ärzten, welche keine Erfahrung in der Koloskopie, jedoch Erfahrung in der Gastroskopie hatten. Anhand dieser Erfahrung wurden drei Gruppen gebildet, von denen jeweils ein zufällig ausgewählter Teil ein Vorbereitungstraining am Simulator durchführte. Danach wurden alle Studienteilnehmer bei ihren ersten zehn Koloskopien am Patienten bewertet. Die Ergebnisse mit Vorbereitungstraining sind signifikant besser, das Caecum wird viel häufiger erreicht und die Ausführungszeit ist geringer.

Eine vergleichbare Studie kommt von Sedlack et al. (2004b). Dabei wurden acht Lernende, von denen die Hälfte ein Simulatortraining absolviert hatte, bei ihren ersten Untersuchungen am Patienten nach acht Kriterien bewertet. Der Vergleich zeigt, dass – bis auf die Eindringzeit – die trainierte Gruppe bei den ersten 15 Untersuchungen in allen Kriterien signifikant besser abschneidet. Bei drei Kriterien gilt dies auch für die weiteren 15 Durchgänge. Nach der 30. Untersuchung konnte kein Unterschied zwischen den beiden Gruppen festgestellt werden.



Auch die einfach verblindete, randomisierte, prospektive Multi-Center-Studie von Ahmad et al. (2003) zeigt, dass eine Vorbereitungsphase anfangs vorteilhaft ist: Die Leistungen der Lernenden sind in den ersten beiden Monaten verbessert.

Kritische Betrachtung der Studienergebnisse

Neben den Vorteilen des *AccuTouch Endoscopy Simulators* wie der Verbesserung des Endoskopietrainings vor dem Patientenkontakt, dem möglichen Einsatz zur Evaluation und eventueller Kosteneinsparung durch effektivere Ausbildung, zeigen die Studien auch eklatante Probleme auf (vgl. Long und Kalloo 2006):

Wie für den *GI Mentor* gilt auch für den *AccuTouch*, dass sich mit dem Simulator große Leistungsunterschiede unterscheiden lassen (vgl. Varley et al. 2006, die Gruppen mit durchschnittlich 455,6 bzw. 21,44 durchgeführten Koloskopien bildeten!), kleinere Leistungsunterschiede sich jedoch nicht sicher trennen lassen.

So sind bei Datta et al. (2001, 2002) von vier betrachteten Parametern zwischen Anfängern und Trainierten drei signifikant unterschiedlich, zwischen Fortgeschrittenen und Trainierten jedoch nur noch ein einziger. Zwischen Anfängern und Fortgeschrittenen finden Moorthy et al. (2004) weder bei der maximalen Eindringtiefe noch bei der beobachteten Darmoberfläche oder der Zeit ohne Sicht signifikante Unterschiede. Auch Sedlack und Kolars (2003b) finden beim Vergleich dreier Gruppen von zehn Parametern nur drei signifikant unterschiedlich: Eindringzeit, Gesamtzeit und die Zeit ohne Sicht. Überhaupt keine deutliche Unterscheidung am Simulator gibt es nach MacDonald et al. (2003) zwischen Erfahrenen und Experten.

Dies zeigt deutlich, dass die verschiedenen am Simulator gemessenen Parameter nur teilweise von dem Leistungsniveau des Prüflings abhängig sind. Des Weiteren ergibt der Vergleich der Leistungsparameter – bestimmt vom *AccuTouch* gegenüber denen durch Beobachter bei realen Koloskopien – dass nur bei jedem vierten Parameter eine signifikante Korrelation vorliegt (vgl. Park et al. 2007b).

Daher gilt, dass „Die Leistungsmessungen des Simulators ... eine beschränkt übereinstimmende Gültigkeit [zeigen] ...“ (Park et al. 2007b), was wiederum bedeutet, dass „Der computergestützte Koloskopiesimulator ... nur eine eingeschränkte Fähigkeit [besitzt], verschiedene Level der tatsächlichen Kompetenz in

der Ausführung von Koloskopien, zu unterscheiden“ (Sedlack und Kolars 2003b).

Die stärkste Motivation für den Einsatz eines Computersimulators ist, Fähigkeiten des Endoskopikers am Patienten zu verbessern. Sedlack und Kolars (2002) spekulieren bezüglich des *AccuTouch*, dass, falls das Simulatortraining überhaupt einen Nutzen hat, dieser nur für Anfänger relevant ist. Dass bis heute keine der Untersuchungen einen Nutzen für Fortgeschrittene zeigt, bestätigt diese Annahme. Wie schon bei der Kritik zum *GI Mentor* ausführlich dargelegt, wäre der Einsatz von Computersimulatoren jedoch mangels Alternativen gerade für Fortgeschrittene besonders interessant.

Nach der von Sedlack und Kolars (2002) beschriebenen Methode ist es möglich festzustellen, wieviel Training am Simulator erforderlich ist, um das Niveau eines Experten zu erreichen. Selbst unter Berücksichtigung, dass Mahmood und Darzi (2004) die Bedeutung der Haptik des *AccuTouch* gezeigt haben (im Gegensatz zum *GI Mentor*), ist damit noch nicht belegt, dass Trainingserfolge am Simulator auch Leistungsverbesserungen in der Realität bedeuten.

Daher ist die Betrachtung des Simulationstrainings als Vorbereitung auf reale Untersuchungen von großer Relevanz: Für die Sigmoidoskopie ist der Nutzen zweifelhaft – das beobachtende Personal bewertet die Gruppe mit Training am Simulator als nicht besser (vgl. Sedlack und Kolars 2003a; Sedlack et al. 2004a).

Bei der Koloskopie ergibt sich für die ersten 30 Durchgänge (vgl. Sedlack et al. 2004b) bzw. für die ersten zwei Monate (vgl. Ahmad et al. 2003) ein Vorteil. Dass sich das Vorbereitungstraining nach dieser Zeit jedoch nicht mehr vorteilhaft auswirkt, schränkt wiederum den Nutzen deutlich ein.

Um das am Simulator Gelernte erfolgreich auf Untersuchungen am Patienten zu übertragen, muss das Gerät eine hohe Realitätstreue bieten. Beim *AccuTouch* gibt es jedoch einige Gründe, die für ein mangelndes Abbild der Realität sprechen:

Dass nur zwei von acht Werten zwischen Simulator und Realität übereinstimmen, liegt entweder an unrealistischen Berechnungen der Parameter oder – was wahrscheinlicher ist – an deutlichen Abweichungen zwischen einer realen und einer simulierten Untersuchung (vgl. Park et al. 2007b).



Beim Vergleich der Zeiten ohne Sicht ergeben sich bei den verschiedenen Leistungsniveaus mit dem *AccuTouch* keine signifikanten Unterschiede (vgl. Datta et al. 2001, 2002). Dies ist ein offensichtlicher Widerspruch zur Praxis, denn Anfänger verlieren viel öfter die Sicht als Trainierte! Auch dass zwischen Fortgeschrittenen und Trainierten von den verschiedenen beobachteten Parametern nur der Prozentsatz der betrachteten Darmoberfläche signifikant abweicht, entspricht nicht der Realität.

Noch deutlicher zeigt sich dies bei der von MacDonald et al. (2003) am Simulator gewonnenen Perforationsrate: 10 % bei Anfängern, 12 % bei Fortgeschrittenen und 27 % bei Experten. Davon abgesehen, dass diese schwerwiegende Komplikation in der Praxis viel seltener vorkommt, stellt das Ergebnis der Simulation die Realität auf den Kopf! Das extrem häufige „Fehlverhalten“ der Experten ist eher ein Resultat der nicht ausreichenden Simulation.

Nach der Befragung von Sedlack und Kolars (2003b) ist das Lösen von Fällen in der Simulation der Koloskopie leichter als bei der Ausführung am Patienten. Dies erklärt auch, weshalb in der Studie von Varley et al. (2006) die Experten zu 100 % die Koloskopie vollständig ausführten. Mit vergleichbarer Erfahrung werden bei Untersuchungen am Patienten jedoch nur ca. 92 %¹⁶ erreicht!

3.3.3 Virtual Endoscope System

Als erstes Forschungsprojekt soll das japanische, am Department of Micro System Engineering entwickelte *Virtual Endoscopy System* (VES) vorgestellt werden.

Simulation

Für die Simulation wurde der Colon anhand von CT-Bildern als Aneinanderreihung von viscoelastischen Zylindern mit unterschiedlichem Durchmesser konstruiert, das Koloskop als eine Reihe von Stäben, die über Gelenke verbunden sind. Die durch Aufsummieren der berechneten Kräfte gewonnene Gesamtkraft wird über das haptische Interface ausgegeben (vgl. Ikuta et al. 1998).

¹⁶Die Durchschnittliche Anzahl an durchgeführten Untersuchungen der Experten ist bei Varley et al. (2006) mit 455,6 angegeben. Nach Wexner et al. (2001) gilt für 201 bis 500 durchgeführte Untersuchungen 92,53 %, für 501 bis 1000 durchgeführte Untersuchungen 90,99 %.

Haptik

Den verschiedenen Varianten der Haptik ist gemeinsam, dass ein handelsübliches Endoskop eingeführt wird und die Kräfte über Reibung übertragen werden. Bei der ersten Version erfolgt die Übertragung von zwei Motoren über jeweils ein Differentialgetriebe auf je zwei Rollen, so dass über vier Rollen der Endoskop-schlauch bewegt wird (vgl. Ikuta et al. 1998). Bei der zweiten Version wird ein Gummiball von vier Motoren angetrieben. Über diesen Ball wird dann der Endo-skop-schlauch bewegt (vgl. Ikuta et al. 2000). Bei der tragbaren Version des *Virtual Endoscope Systems* wurden zwei Motoren eingespart, indem ein Motor über zwei Walzen die Bewegung auf die Kugel überträgt. Für den Desktop-VES wird eine maximale Kraft in translativer Richtung von 40 N angegeben, für das maximale Drehmoment 320 mNm. Für den transportablen Palmtop-VES werden 10 N bzw. 80 mNm genannt (vgl. Ikuta et al. 2001).

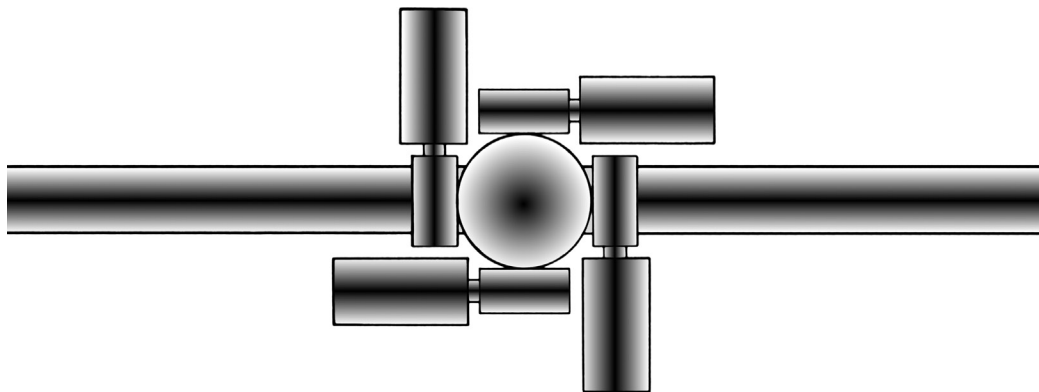


Abbildung 3.7: Der entkoppelte Ball-Antrieb des *Virtual Endoscope Systems*: Vier Motoren treiben einen Gummiball an, der wiederum den Endoskop-schlauch bewegt.

Kritische Betrachtung

Im Gegensatz zu realen Untersuchungen, bei denen der Darm durch seine elastische Aufhängung im Bauchraum erheblich verschoben werden kann, ist bei dem Simulationsmodell von Ikuta et al. (1998) die zentrale Kurve des Colons fixiert. Das Lösen von wichtigen Problemen – wie das Auflösen von Darmschlingen – kann daher nicht trainiert werden.



Auch die grafische Darstellung ist wenig realistisch: Zuerst gab es nur eine zweidimensionale, später eine sehr einfache dreidimensionale Darstellung (vgl. Ikuta et al. 1998, 2000). Das wichtigste Problem dürfte jedoch die Haptik sein:

So wurde die erste Version des Antriebes wegen des zu starken Schlupfes aufgegeben. Auch für die darauf folgenden Versionen gilt, dass die maximalen Kräfte bzw. Drehmomente kleiner sind, als die von Appleyard et al. (2000) bei realen Untersuchungen feststellten (43 N bzw. 1 Nm).

Das systembedingte Problem dabei ist, dass die Kräfte alleine durch Reibung auf den Schlauch übertragen werden müssen. Der Koloskopschlauch ist üblicherweise mit Polytetrafluoroethylen (PTFE)¹⁷ überzogen, da durch die geringe Reibung dieses Kunststoffes die Untersuchung leichter und angenehmer wird. Für die Übertragung großer Kräfte hat dies jedoch den Nachteil, dass ein großer Anpressdruck erforderlich ist. Diese Normalkraft (F_N) lässt sich aus dem Reibungskoeffizient zwischen PTFE und Gummi ($\mu = 0,3$ nach Ilic et al. 2005a) und der dem Vorschub entsprechenden Reibungskraft ($F_R = 43 \text{ N}$) nach Gerthsen und Meschede (2006) berechnen:

$$F_R = \mu \cdot F_n \quad (3.1)$$

$$\begin{aligned} F_n &= \frac{F_R}{\mu} \\ &= \frac{43 \text{ N}}{0,3} = 143,333 \text{ N} \end{aligned} \quad (3.2)$$

Für den geforderten Vorschub muss die Kugel mindestens mit dieser Kraft konstant auf den Endoskopschlauch gedrückt werden. Da dies über eine kleine punktförmige Fläche erfolgt, ergibt sich ein so großer Druck, dass mit einer Zerstörung der Oberfläche des Endoskops zu rechnen ist.

Bis heute liegen weder zur Haltbarkeit des Endoskops noch zum Nutzen des *Virtual Endoscope Systems* als Trainingssystem Untersuchungen vor. Zusammen mit den hier gezeigten Problemen ist die Praxistauglichkeit daher zweifelhaft.

¹⁷ Handelsname: Teflon. „Poly(tetrafluoroethylene), PTFE is a crystalline, very heat resistant (up to 250 °C), chemical-resistant polymer. PTFE has the lowest coefficient of friction of any polymer“ (Kutz 2002). Chemische Formel: $[-\text{CF}_2 - \text{CF}_2-]_n$ (vgl. Seidel 2006).

3.3.4 Koloskopiesimulator der EPFL

Das zweite hier vorgestellte Forschungsprojekt ist ein am schweizer Laboratoire de Systèmes Robotiques (LSRO) entwickelter Koloskopiesimulator, welcher auffällig viele Gemeinsamkeiten mit dem *Virtual Endoscope System* hat: Auch bei diesem Simulator wurde das Darmmodell nach einem CT-Scan generiert, die Simulation des Koloskops erfolgt als Reihe gekoppelter Elemente, die Berechnung der Kräfte durch Aufsummieren und deren Ausgabe über ein haptisches Interface, welches mit Differentialgetriebe und Kraftübertragung durch Reibung arbeitet.

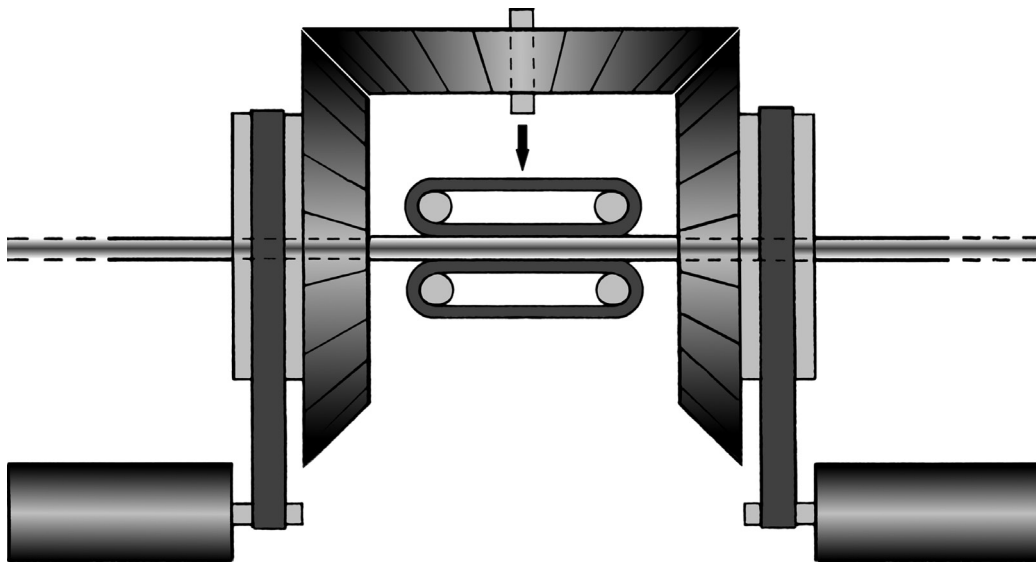


Abbildung 3.8: Vereinfachte Darstellung des Differentialantriebes des EPFL-Simulators: Solange die beiden Motoren synchron laufen, wird der zwischen den beiden Riemen gehaltene Koloskop Schlauch gedreht. Das hier oben gezeichnete mittlere Zahnrad steht still. Laufen die Motoren asynchron, bewegt sich das mittlere Zahnrad. Seine Bewegung wird auf die Walzen übertragen und diese bewegen den Schlauch in tangentialer Richtung.

Simulation

Der simulierte Darm wurde unter Verwendung eines schweizer Visible Human Projekts als zweidimensionales Netz modelliert und mit Begrenzungsboxen für eine schnelle Kollisionserkennung ausgestattet. (vgl. Vollenweider 2000). Lokale und globale Verformungen des Darmes durch das Koloskop werden getrennt



berechnet. Die dabei auftretenden Kräfte werden mit Hilfe eines Feder-Masse-Models in Bewegungen umgesetzt (vgl. Spaelter et al. 2003). Das Koloskop wird als Kette von Elementen simuliert, wobei die Positionen der Verbindungen unter Verwendung inverser Kinematik berechnet werden (Baerlocher und Boulic 2004).

Haptik

Die berechneten Kräfte werden über ein Force-Feedback-Gerät ausgegeben, welches das Einführen von Originalgeräten erlaubt (→ Abb. 3.8). Über zwei Motoren wird ein Differentialgetriebe angetrieben. Bewegen sich beide Motoren mit gleicher Geschwindigkeit, wird der Schlauch gedreht. Bewegen sich die Motoren unterschiedlich schnell, wird die Differenz in eine Vorwärtsbewegung umgesetzt. Die Übertragung der Bewegungen erfolgt durch Reibung auf den Schlauch, der zwischen zwei rundlaufenden Riemen eingequetscht liegt. Bei der Translation werden 44 N und bei der Rotation 2,2 Nm erreicht (vgl. Ilic et al. 2005a).

Kritische Betrachtung

Ob die Simulation und das Force-Feedback des Koloskopiesimulators für den Einsatz als Trainingsgerät realistisch genug sind, wurde bis jetzt nicht überprüft.

Bei der Haptik ist im Vergleich zum *Virtual Endoscope System* vorteilhaft, dass die Kraftübertragung nicht über eine punktförmige sondern über eine strichförmige Fläche erfolgt. Ob diese etwas größere Auflagefläche ausreichend ist, um das Koloskop dauerhaft vor Zerstörung zu bewahren, kann jedoch bezweifelt werden, denn der erforderliche Anpressdruck muss mit 146 N – verglichen mit anderen medizinischen Force-Feedback-Geräten¹⁸ – sehr hoch sein.

Weiterhin stellt sich die Frage, ob die Motoren auch unter Belastung ausreichend synchron laufen. Aufgrund des Differentialgetriebes sorgen kleinste Abweichung dafür, dass aus einer Rotation eine translative Bewegung wird. Des Weiteren lassen die komplizierte Umsetzung der Bewegungen über das Differentialgetriebe und das zwischen Gummiriemen eingequetschte Endoskop erhebliche unerwünschte Reibung erwarten.

¹⁸Zum Vergleich: Das auch am EPFL entwickelte haptische Interface für interventionale Radiologie erzeugt eine Kraft von maximal 2 N für die Translation und ein maximales Drehmoment von 4,5 mNm für die Rotation (vgl. Ilic et al. 2005b; Moix et al. 2005, 2006).

Eine wesentliche Einschränkung hat der Koloskopiesimulator der EPFL mit dem *Virtual Endoscopy System* gemeinsam: Beide besitzen kein Force-Feedback bezüglich der Steuerung der Endoskopspitze.

3.3.5 KAIST-Ewha

Als Gemeinschaftsprojekt vom RSLab des Korea Advanced Institute of Science and Technology (KAIST) in Daejeon und der Ewha Womans University in Seoul ist der neuste Koloskopiesimulator entstanden (vgl. RSLab 2007).

Als *KAIST-Ewha Colonoscopy Simulator I* wurde er 2004 vorgestellt. Die zweite Version (→ Abb. 3.9) mit verbesserter Grafik und Force-Feedback wurde 2006 eingeführt (vgl. KAIST-Ewha 2007a, b; Yi et al. 2006b).



Abbildung 3.9: Der in Korea entwickelte *KAIST-Ewha Colonoscopy Simulator II* (mit freundlicher Genehmigung von Professor D. Y. Lee).



Simulation und Visualisierung

Für die Simulation wurde anhand von CT-Daten realer Patienten die Mittellinie des Darmes parametrisiert (KAIST-Ewha 2007a, b). Die physikalische Modellierung erfolgt, indem der Darm durch eine Kette von Stäben entlang dieser Mittellinie repräsentiert wird, das Koloskop durch starre Elemente, die mit Feder und Dämpfer verbunden sind (Ahn und Lee 2004). Damit wird ermöglicht, neben den Auswirkungen des Einblasens und Absaugens von Luft auch die Bildung von Darmschlingen zu simulieren.

Für eine grafische Ausgabe in Echtzeit werden zuerst die Polygone reduziert. Dann erfolgt die Darstellung der Mucosa unter Verwendung von Texturen und der Berechnung von Glanzeffekten (vgl. Yi et al. 2006b; KAIST-Ewha 2007b).

Force-Feedback-Gerät

Das Force-Feedback-Gerät des KAIST-Ewha erzeugt auf zwei Freiheitsgraden eine aktive Kraft: Dazu ist die Spitze des Endoskopschlauches drehbar mit einem Schlitten verbunden. Von einem am Schlitten befestigten Motor wird über ein Doppelstirnrad die Rotation auf die Endoskopspitze übertragen. Die translativ Bewegung entsteht, indem sich ein anderer mit dem Schlitten verbundener Motor an einem Draht entlangzieht und dadurch den Schlitten verschiebt (→ Abb. 3.10).

Das Abknicken des Endoskopschlauches wird durch bewegliche Lamellen, die zwischen zwei Stangen geführt werden, verhindert. Deren auf maximal 5 cm begrenzter Abstand ändert sich in Abhängigkeit von der Schlittenposition.

Die bei Bewegungen zu überwindende Trägheit und Reibung von bis zu 2 N wird über eine elektronische Überwachungsschleife mit Kraftsensoren und Kontrollern größtenteils kompensiert. Zusätzlich zur Kraft und Positionsbestimmung am Schlitten befinden sich an der Benutzerseite optische Sensoren, welche schnelle Rüttelbewegungen registrieren (vgl. Kwon et al. 2005; Yi et al. 2006a).

Der Handgriff eines handelsüblichen Koloskops wurde um eine Elektronik erweitert, welche Manipulationen an den Handrädern und den Knöpfen registriert (vgl. Yi et al. 2006a, b).

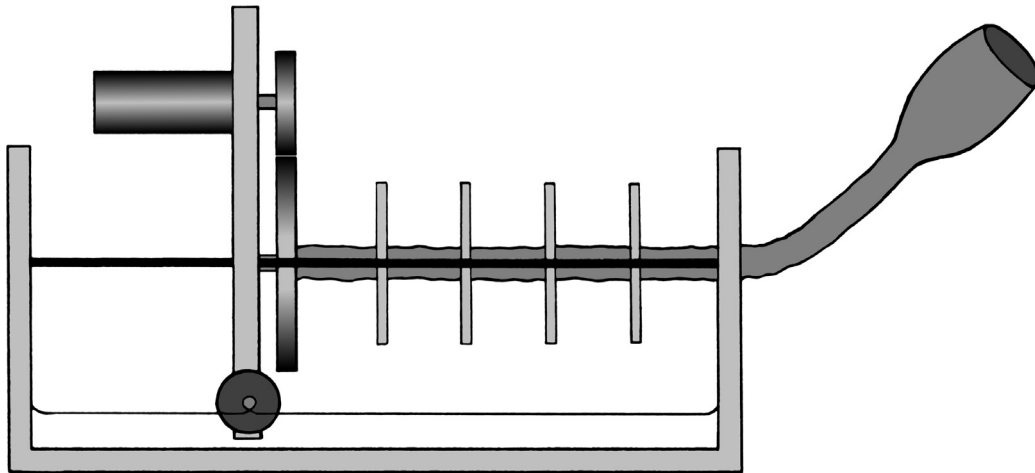


Abbildung 3.10: Vereinfachte Darstellung der Haptik des KAIST-Ewha Simulators: Am Schlitten befindet sich oben ein Motor für die Rotation und unten ein Motor für den Vor-schub. Die Rotation wird über ein Stirnradgetriebe auf den Endoskopschlauch übertragen. Die translativ Bewegung erfolgt über das Ziehen des Schlittens entlang eines Drahtes. Damit der Endoskopschlauch nicht abknickt, wird er von (hier 4) Lamellen gestützt.

Evaluierung

Die einzige Studie zum *KAIST-Ewha Colonoscopy Simulator I* wurde mit sechs Praktikierenden und neun Studenten ausgeführt, die jeweils in Gruppen mit Training ausschließlich am Patienten bzw. in Gruppen mit Training sowohl am Patienten als auch am Simulator eingeteilt wurden. Für Praktikierende sowie für Studenten gilt gleichermaßen, dass die zusätzlich am Simulator Trainierten bei der Zeit ohne Sicht und der benötigten Gesamtzeit besser abschneiden. Andere Parameter zeigen für das zusätzliche Simulatortraining keine signifikanten Vorteile (vgl. KAIST-Ewha 2007a).

Zum *KAIST-Ewha Colonoscopy Simulator II* liegen zwei Untersuchungen vor: Bei der nicht-klinischen Studie von Kim et al. (2007) wurden aus einem komplizierten Darmmodell mit ausgeprägten Krümmungen und Darmschleifen (schwer) zwei vereinfachte Modelle entwickelt: mittelschwer und leicht.

Nach einer Einführung wurde von 31 technischen Studenten eine leichte Untersuchung am Simulator durchgeführt. Etwa die Hälfte trainierte dann mittelschwere Untersuchungen, bis die von Experten festgelegten Trainingskriterien er-



füllt waren. Zum Vergleich führten dann alle eine schwere Untersuchung durch.

Es zeigte sich, dass Trainierte bessere Leistungen bei der Gesamtzeit, den Zeiten des Luft Einblasens und Absaugens sowie der Dehnung des Darmes erzielen. In Bezug auf die Häufigkeit und die Zeiten des Sichtverlustes sowie die Anzahl der entdeckten Polypen sind die Unterschiede jedoch nicht signifikant.

Bei der zweiten Studie wurde die Realitätstreue des Gerätes von drei Experten und zwei Auszubildenden bewertet. Anhand der ersten Bewertung wurden Einstellungen optimiert und dann eine zweite Bewertung vorgenommen. Während die Bewertung vor der Optimierung durchschnittliche Resultate ergibt, bestätigen die nachfolgenden Bewertungen die Realitätstreue des Simulators überwiegend.

Des Weiteren soll diese Studie die Effizienz des Trainings zeigen, indem neun Auszubildende und sechs Praktizierende in jeweils zwei Gruppen aufgeteilt wurden: Die Simulator-Gruppen trainierten mit zwei verschiedenen schweren Trainingsprogrammen, die anderen unter Aufsicht fünf mal am Patienten. Erste Ergebnisse zeigen Verbesserungen durch Training am Simulator. Weitere Aussagen sind nicht möglich, da die Studie noch nicht abgeschlossen ist (vgl. Yi et al. 2006a, 2007).

Kritische Betrachtung

Beim Force-Feedback-System fällt zunächst die Größe auf (→ Abb. 3.9). Damit kommt der Einsatz des Gerätes nur in Frage, wenn ausreichend Platz vorhanden und ein Transport nur selten erforderlich ist. Trotz dieser hervorstechenden Ausmaße ist die maximal mögliche Eindringtiefe mit nur 98 cm viel geringer als die Länge der bevorzugt eingesetzten Koloskope von 160 bis 170 cm (vgl. B. P. Saunders in Classen et al. 2003; Kwon et al. 2005).

Auch wenn die Kompensation Kräfte durch Trägheit und Reibung reduziert, ist ein realistisches Gefühl noch nicht sichergestellt. Diesbezüglich ist auch die niedrige Abtastrate von 57 Hz bei der Rotation bzw. 50 Hz bei der Translation auffällig. Sicher ist bei dieser Haptik, dass sich durch das Fehlen eines Force-Feedbacks auf die zwei Räder am Handteil kein realistisches Gefühl einstellen kann (vgl. Kwon et al. 2005; KAIST-Ewha 2007a).

Bei den Studien fällt auf, dass mehrere Parameter keine signifikanten Unterschiede zeigen: So finden sich – wohl im Gegensatz zur Praxis – weder bei Anzahl

und Zeiten des Sichtverlustes noch bei der Anzahl der entdeckten Polypen signifikante Unterschiede zwischen trainierten und untrainierten Personen (vgl. KAIST-Ewha 2007a; Kim et al. 2007). Die Ergebnisse nach Optimierung von Yi et al. (2006a) müssten mit anderen Prüfern getestet werden, denn bei nur fünf Personen ist es möglich, dass auf deren persönlichen Geschmack hin optimiert wurde.

Trotz der genannten Kritikpunkte zeigen die Untersuchungen, dass der *KAIST-Ewha Colonoscopy Simulator* als Trainingsgerät einen Nutzen bietet. Wie hoch dieser ist, muss jedoch noch gezeigt werden (vgl. Yi et al. 2006a).

3.3.6 EndoSim

Der Koloskopiesimulator *EndoSim*, welcher an unserem Institut entwickelt wird, soll jetzt als letztes Forschungsprojekt vorgestellt werden.

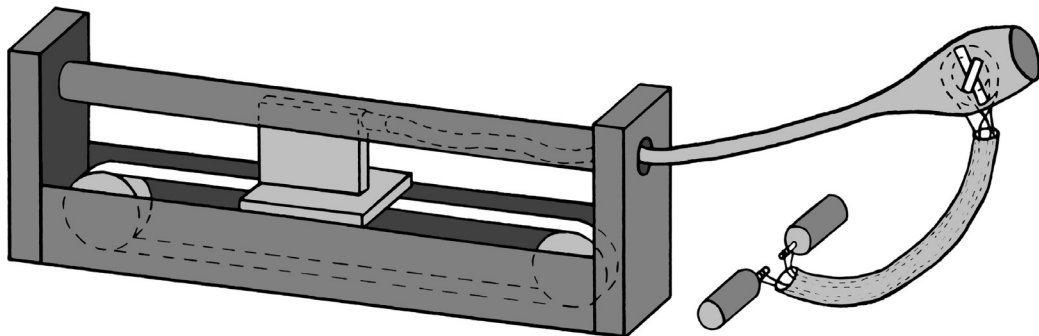


Abbildung 3.11: Vereinfachte Darstellung des Force-Feedback-Gerätes von *EndoSim*: Der Schlitten wird über einen Zahnriemen bewegt. An dem im Führungsrohr liegenden Teil des Schlittens ist der Schlauch über einen Positionsgeber befestigt. Über Bowdenzüge werden von zwei extern positionierten Motoren Kräfte zu den Handrädern übertragen.

Simulation

Ein zentraler Bestandteil der Software von *EndoSim* ist die VRM-Bibliothek (Virtual Reality in Medicine), die bereits bei dem ebenfalls an unserem Institut entwickelten und mittlerweile kommerziell erhältlichen Augenoperationssimulator *EyeSi* eingesetzt wird (vgl. Schill et al. 2000; Wagner et al. 2001; VRmagic 2008).



Die Bibliothek ermöglicht sowohl die Simulation als auch die Visualisierung von medizinischen Eingriffen. Durch die Bereitstellung vielfältiger Simulationsmodelle (u. a. Mass-Spring, Finite Element Method, Chainmail, Dragnet, Rigid Body, Particle) ist sie flexibel einsetzbar (vgl. Wagner 2003).

Der Darmverlauf wurde aus einem von Höhne et al. (2000) segmentierten Datensatz des Visible-Human-Projekts (vgl. Ackerman 1995, 1998) generiert. Um diese Kurve herum wurde dann ein Polygonmodell des Darmes mit dreieckförmigen Einschnürungen (Haustren) konstruiert (vgl. Körner 2003).

Von komplexen Systemen – wie der hier vorliegenden Interaktion zwischen Darm und Endoskop – können grundsätzlich zwei verschiedene Arten von Modellen erzeugt werden (vgl. Schill 2001; Körner und Männer 2002):

- **Physikalische Modelle:** Ein physikalisches Modell bildet das System in seiner Struktur nach. Dabei ist Wissen über die Funktionsweise des Systems erforderlich. Bei physikalischen Modellen entsprechen die funktionsbestimmenden Parameter echten, im System nachmessbaren Kenngrößen. Das Modell ahmt die *Funktionsweise* des Vorbilds nach.
- **Deskriptive Modelle:** In einem deskriptiven Modell wird das zu simulierende System mathematisch so formuliert, dass die beschreibende Gleichung eine Parametrisierung des beobachtbaren Verhaltens darstellt. Die Funktionsweise des Systems muss dazu nicht notwendigerweise verstanden sein. Das Modell ahmt das *Verhalten* des Vorbilds nach.

Das Ziel eines Trainingssimulators ist keine exakte physikalische Vorhersage, sondern eine genaue Modellierung des zu trainierenden Verhaltens. Deshalb wird im Gegensatz zum physikalischen Ansatz nach Raghupathi et al. (2003), der die Berechnung von nur wenigen Elementen erlaubt, für *EndoSim* ein deskriptives Kurvenmodell, vergleichbar mit dem Ansatz von Zilles und Salisbury (1995), eingesetzt. Damit lassen sich die auftretenden Kräfte schnell – d. h. echtzeitfähig – und realistisch berechnen. Über dieses parametrisierte Kurvenmodell werden sowohl die globalen Kräfte zwischen Endoskop und Darm als auch die lokalen Kräfte zwischen Endoskopspitze und Darmwand bestimmt (vgl. Körner 2003).

Aktives Force-Feedback auf drei Freiheitsgrade

Die Umsetzung der Kräfte erfolgt über ein aktives Force-Feedback-System auf Endoskopschlauch und Handräder (vgl. Körner et al. 2004). (→ Abb. 3.11)

Der Schlauch wird in einem Rohr geführt. Durch einen über Zahnriemen motorisch angetriebenen Schlitten wirkt die Kraft auf das Schlauchende in translativer Richtung. Um die Winkelposition zu bestimmen, ist der Schlauch über einen Drehgeber mit dem Schlitten verbunden. Die Kraftübertragung auf die Handräder des nachgebauten Handteils wird über Bowdenzüge realisiert, welche durch den Versorgungsschlauch geführt sind (Körner und Männer 2003a, b).

Visualisierung

Auf dem Monitor wird eine simulierte Röntgenaufnahme und die Innenansicht des Darmes dargestellt. Die Visualisierung der Mucosa erfolgt unter Verwendung eines angepassten Bump-Mapping-Verfahrens. Dieses stellt besonders gut die starken Glanzlichter dar, die sich durch die geringe Entfernung zwischen der Endoskopspitze und der feuchten Oberfläche des Darmes ergeben (vgl. Sichler 2002).

Evaluation

Zwei Fachärzte für Endoskopie beurteilten den Simulator, indem sie versuchten das Caecum zu erreichen. Die Darstellung des Darms und die Steuerung wurden als authentisch beschrieben. Damit bestätigten sie, dass die Kombination aus deskriptiver Modellierung und aktivem Force-Feedback eine realistische Simulation auch von komplexen Situationen, wie dem inversen Verhalten des Endoskops bei der Ausbildung von Darmschlingen, ermöglicht (vgl. Körner 2003).

Kritische Betrachtung

Kritisch merkten die Fachärzte an, dass die richtige Drehrichtung beim Auflösen von Darmschlingen nur durch Fühlen bestimmt werden kann, was wegen der fehlenden Möglichkeit zur Erzeugung eines Drehmoments jedoch nicht möglich war (vgl. Körner 2003). Diese Einschränkung von *EndoSim* wurde, neben großer Trägheit in der translativer Richtung, später auch von Kwon et al. (2005) kritisiert.



Kapitel 4

Zielstellung

*Viele sind hartnäckig in Bezug auf den
einmal eingeschlagenen Weg,
wenige in Bezug auf das Ziel.*

[Friedrich Nietzsche (1878), deutscher Philosoph]

Ausgehend von den im vorherigen Kapitel festgestellten Defiziten der vorhandenen Simulatoren, werden zunächst die grundlegenden Fähigkeiten beschrieben, die ein optimaler Koloskopiesimulator besitzen sollte. Dann werden auf den Stand der Forschung aufbauend neue Möglichkeiten vorgestellt, wie das Endoskopieren mit einem Simulator erlernt, verbessert und überprüft werden kann. Dabei wird als Ziel ein kostengünstiger, komfortabler und realitätstreuer Simulator mit neuen Trainingsmethoden definiert.

4.1 Neue Möglichkeiten für ein besseres Training

Im Folgenden sollen Wege gezeigt werden, der Idealvorstellung von einem Koloskopiesimulator (→ Abb. 4.1) näher zu kommen. Dazu werden von den vorhandenen Möglichkeiten ausgehend Verbesserungsvorschläge gemacht, deren Umsetzung dann in den nächsten Kapiteln beschrieben wird.

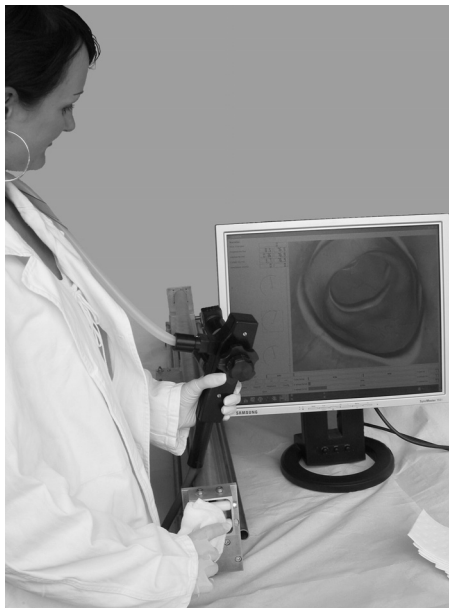


Abbildung 4.1: Wünschenswert ist ein Computersimulator mit einer hohen Realitäts-treue, der ohne Fachmann eingesetzt werden kann. Damit ist der Auszubildende praktisch jederzeit in der Lage, zu trainieren. Beim Auftreten von Schwierigkeiten soll dem Lernenden durch den Simulator gezeigt werden, wie diese zu überwinden sind. Durch das gezielte und häufige Trainieren von Fällen, bei denen der Lernende noch die meisten Probleme hat, erhält dieser eine optimale Förderung. Das lässt eine Reduktion der Ausbildungsdauer bei besserer Qualität erwarten und aufgrund der Zeitersparnis auch sinkende Kosten.

4.1.1 Haptisches Training mit virtuellem Ausbilder

Nutzen und Grenzen der vorhandenen Simulatoren

Grundlegendes, wie die Bedienung der Handräder (→ Abb. 5.1), lässt sich praktisch mit allen Simulatoren üben. Gesichert ist der Nutzen von Computersimulatoren bis jetzt jedoch nur für die beiden kommerziell erhältlichen Geräte. Für die

Forschungsprojekte geben die Studien – soweit überhaupt vorhanden – nur Hinweise auf den zu erwartenden Erfolg (→ **Computersimulatoren** ab Seite 38).

Belege über eine Verbesserung der haptischen Fähigkeiten bei Anfängern genügen jedoch nicht alleine, denn in diesem Bereich stehen die Computersimulatoren in Konkurrenz zu viel günstigeren Trainingsmodellen. Folglich sollen sich durch den Computer Vorteile ergeben, die anderweitig nicht zu erlangen sind.

Führung durch virtuellen Ausbilder

Eine solche Überlegenheit des Computersimulators ergibt sich beispielsweise, indem die Möglichkeit realisiert wird, Anfängern ein eigenständiges Training über Lernprogramme mit haptischer Demonstration zu ermöglichen. Dadurch wird das Gerät für die Ausbildungsstelle interessanter, denn so kann Aufsicht und der damit verbundene erhebliche finanzielle Aufwand eingespart werden.

Der Beginn der praktischen Ausbildung am Patienten besteht aus Beobachten der Vorgehensweise des Experten und anschließendem schrittweisem Übernehmen des Endoskops (→ **Ausbildung** ab Seite 19). Dabei lässt sich der Auszubildende teilweise mitführen, während der Experte die Untersuchung durchführt. Dieses „Führen lassen“ erlaubt schnell, ein Gefühl für die richtigen Bewegungen zu bekommen.

Jedoch ist eine vergleichbare Funktion bei den vorhandenen Computersimulatoren nicht verfügbar, da die Grundvoraussetzungen – Positionsbestimmung und aktives Generieren von Kräften auf allen vier Freiheitsgraden – bisher bei keinem Simulator realisiert wurden. Sind diese Voraussetzungen gegeben, lässt sich die Umsetzung einer solchen Führung durch zwei Funktionen erreichen:

- **Aufnahme:** Ein Experte führt eine simulierte Endoskopie durch. Währenddessen werden die Bewegungen, die er ausführt, aufgezeichnet.
- **Wiedergabe:** Anhand dieser Aufzeichnungen wird das Endoskop durch den Simulator bewegt. Der Auszubildende lässt sich von ihm führen. Dabei spürt er über die locker gefassten Bedienteile des Endoskops die Bewegungen und sieht auf dem Monitor das dazu passende Bild. Vergleichbar mit einer Expertenbetreuung sollen auch Schritte rückwärts und die Vorgehensweise in verschiedenen Geschwindigkeiten möglich sein.



Für den fortgeschrittenen Anfänger ist es interessant, sich zeitweise von der Führung zu lösen, um das Endoskop aktiv zu führen. Anfangs, um z. B. das leichtere Zurückziehen alleine durchzuführen, später, um speziell an komplizierten Stellen selbst die Führung zu übernehmen. Dafür muss es möglich sein, jederzeit die Wiedergabe zu unterbrechen, um an der aktuellen Stelle mit dem Force-Feedback generierenden Simulationsmodus fortzufahren.

Auch das Umgekehrte soll möglich sein: Von der im Force-Feedback-Modus erreichten Position muss in diesem Fall das Endoskop auf die nächste verfügbare Position der Aufnahme bewegt werden. Von hier aus soll der Anfänger dann wieder alle Möglichkeiten haben, sich mit verschiedenen Geschwindigkeiten und in beliebiger Richtung anhand der aufgenommenen Bewegung führen zu lassen.

Als diese Idee erstmals in einem Gespräch mit Herrn Dr. med. F. M. Reimann¹ präsentiert wurde, bewertete er die Führung von Anfängern als interessant, da sie erlaubt, wertvolle Kapazitäten von Experten einzusparen. Da diese Wertung auf das Anfängertraining beschränkt wurde, soll jetzt betrachtet werden, wie das Simulationstraining auch für Fortgeschrittene verbessert werden kann.

4.1.2 Trainingsunterstützung für Fortgeschrittene

Durch die vielfältigen Möglichkeiten der Computersimulatoren bietet sich deren Einsatz besonders für das Training von Fortgeschrittenen an. Jedoch werden sie gerade hierfür selten angewandt. Wegen des nicht belegten Nutzens für diese Benutzergruppe verwundert dies nicht (→ **Computersimulatoren** ab Seite 38).

Die Gründe für die geringe Verbreitung liegen zum einen in der mangelnden Realitätstreue (die gegen Ende dieses Kapitels noch genauer betrachtet wird), zum anderen im weitgehenden Fehlen von Funktionen, die das Training vom Ausbilder soweit unabhängig machen, dass ein großer Vorteil darin gesehen wird.

Aufzeigen des Weges

Ein solcher, über die üblichen Trainingsmöglichkeiten hinausgehender Nutzen, kann folgendermaßen geboten werden:

¹Krankenhaus Salem, Akademisches Lehrkrankenhaus der Universität Heidelberg, 15.12.03.

Die nächsten Schritte des komplizierten Weges ins Körperinnere sollen bei Schwierigkeiten während eigener Versuche durch eine Hilfe, die in Abhängigkeit von der momentanen Position berechnet wird, aufgezeigt werden. Die Ausgabe der richtungsanzeigenden Hilfe kann entweder optisch über Pfeile auf dem Bildschirm ausgegeben werden oder – wie bei einer von Fachpersonal angeleiteten Untersuchung – haptisch erfolgen. Zwei Vorteile ergeben sich hierbei:

- Dem Lernenden kann auch dann noch per Simulator geholfen werden, wenn er zu wenig Erfahrung hat, um aus einer für ihn aussichtslosen Position weiter zu kommen. Dies spart Aufsicht und damit Zeit des Personals ein.
- Das Weiterkommen alleine stellt noch keine Garantie für eine optimale Ausführung dar. Daher ist es von Interesse, durch Nutzen der Hilfe einen möglichst optimalen Weg zu erlernen. Das lässt eine Reduktion des nötigen Kraftaufwandes erwarten und damit eine für den Patienten schonende Vorgehensweise (→ **Ausbildung** ab Seite 19).

Training mit haptischer Hilfe für patientenschonende Vorgehensweise

Diese erstmalig als „Development of a Guiding Endoscopy Simulator“ auf der MMVR² 15 von Rieger und Männer (2007) vorgestellte Idee soll dem Auszubildenden fundierte optische bzw. haptische Hilfe anbieten. Indem dem Lernenden gezeigt wird, wie aus einer schwierigen Position heraus vorzugehen ist, um das weitere Eindringen zu ermöglichen, wird eine gute Vorbereitung für die spätere Praxis erzielt. Auch in Fällen, die ein Auszubildender zwar lösen kann, jedoch nur mit großem Kraftaufwand, kann eine solche Hilfe den Weg zu einer patientenschonenden Vorgehensweise aufzeigen.

4.2 Komfortable und kostengünstige Nutzung

Wie die Entscheidung über den Einsatz eines Gerätes ausfällt, hängt neben den Trainingsmöglichkeiten auch davon ab, ob die Anwendung komfortabel ist und ob das Gerät zum vorhandenen Budget passt.

²Medicine Meets Virtual Reality



4.2.1 Komfortable Nutzung des Simulators

Für den Anwender ist angenehm, wenn zu Beginn des Trainings das Endoskop automatisch an die richtige Position geführt wird und die wichtigsten Informationen hervorgehoben dargestellt werden. So kann er sofort mit der Aufnahme, Wiedergabe oder Simulation passenden Aktionen beginnen. Im weiteren Verlauf sollen Einstellungen über eine intuitive Oberfläche einfach vorzunehmen sein.

4.2.2 Reduktion der Kosten

Verschiedene Autoren weisen auf die hohen Kosten der Computersimulatoren hin: „Diese können von 10 000 \$ (selbst gebaute) bis zu 100 000 \$ reichen und das Einrichten eines geeigneten Simulation-Centers kann bis zu 1 000 000 \$ kosten ...“ (Haque und Srinivasan 2006). Als Preisspanne geben Pearl und Marks (2006) für ein Gerät 40 000 \$–100 000 \$ an und schreiben dazu: „Wenn Simulation eine Breitenwirkung haben soll, müssen erschwingliche Simulatoren entwickelt werden.“

Eine kostengünstige Umsetzung lässt sich erreichen, indem bei der Entwicklung so weit wie möglich einfachen, standardisierten Lösungen der Vorzug gegenüber teuren Spezialanfertigungen gegeben wird.

4.3 Evaluation

In der Diskussion um Kosten und Effektivität steht gerade die Evaluierung im Vordergrund, so dass neben der Ausbildung auch eine Überprüfung der operativen Fähigkeiten betrachtet werden soll. Da die Evaluation mit dem Endoskopie-Simulator kostengünstiger und zeitsparender als am Patienten ist, lassen sich Prüfungen öfter durchführen. Dadurch bietet sich diese Methode auch zur regelmäßigen Überprüfung ausgebildeter Koloskopiker an.

4.3.1 Objektives Überprüfen der Fähigkeiten

Vorteilhaft an simulatorgestützten Leistungstests ist die Objektivität. Erreicht wird sie, indem verschiedene Prüflinge exakt mit den gleichen Vorgaben arbeiten und zur Bewertung die unabhängigen Angaben des Simulators herangezogen werden.

4.3.2 Leistungsbestimmende Parameter

Parameter zur Leistungsbestimmung sind bei den aktuellen Computersimulatoren oft nicht vorhanden, teilweise wird deren Aussagekraft von Fachleuten angezweifelt (vgl. Kritik zur Angabe der beobachteten Mucosa bei Ferlitsch et al. 2002). Daher soll eine Beschränkung auf Ausgaben mit gesichertem Nutzen erfolgen: Fortlaufend während der Untersuchung die auftretenden Kräfte (Kraft je Richtung und Gesamtkraft), nach dem Eindringen eine Bewertung der Patientenbelastung und der benötigten Zeit sowie nach dem Zurückziehen die Zeit im Lumen.

Damit Berechnungen dieser Kräfte auf reale Koloskopien übertragbar sind, muss die zugrundeliegende Simulation realistisch sein. Um u. a. die zuvor kritisierten Mängel zu umgehen, wird nun die Realitätstreue genauer betrachtet.

4.4 Realitätstreue maximieren

Ziel eines Simulators ist es, die Realität so gut wie möglich darzustellen. Je mehr es auf die Präzision bei der Durchführung einer Handlung ankommt, um so wichtiger ist die Realitätstreue. So kann ein in diesem Bereich nur mäßiger Koloskopiesimulator für das Anfängertraining ausreichen, jedoch die Übertragung von am Simulator gelernten fortgeschrittenen Techniken auf die Praxis wegen zu großer Unterschiede zwischen Simulation und Realität scheitern. Dies erklärt, weshalb trotz mangelhafter Haptik beim *AccuTouch* und insbesondere beim *GI Mentor* für Anfänger belegte Vorteile bestehen, für Fortgeschrittene jedoch nicht.

Bei feinmotorischen Bewegungen besteht schon bei einer wenig von der Realität abweichenden Simulation die Gefahr, dass Falsches trainiert wird: „When a simulator cannot properly replicate the tasks or task environment of operating or caring for patients, there is a risk that clinicians might acquire inappropriate behaviors (negative training) or develop a false sense of security in their skills that could theoretically lead to harm“ (Haque und Srinivasan 2006).

Das visuelle Feedback über den Monitor ist bei allen aktuellen Simulatoren vorhanden und dessen Qualität wird kaum kritisiert. Daher wird im Folgenden der Schwerpunkt auf die nur selten realisierte akustische Ausgabe und das besonders kritische haptische Feedback gelegt.



4.4.1 Akustik

Lautäußerungen des Patienten während einer Untersuchung geben dem Arzt in der Praxis ein zusätzliches Feedback. Er muss dann schnell entscheiden, ob er sie ignoriert oder ob er sein Vorgehen ändert. Dass bei zu starker Dehnung des Gewebes eine adäquate akustische Ausgabe erfolgen soll, ist daher auch eine der Forderungen an einen Koloskopiesimulator, die während des zuvor genannten Gesprächs mit Herrn Dr. med. F. M. Reimann erhoben wurde.

Die beiden im letzten Kapitel vorgestellten kommerziellen Simulatoren besitzen eine akustische Ausgabe. Obwohl der Lerneffekt umso größer ist, je mehr Sinneskanäle angesprochen werden, bietet jedoch keines der vier vorgestellten Forschungsprojekte akustische Information zum Wohlbefinden des Patienten an. Daher soll mit *EndoSim* der erste nicht kommerzielle Koloskopiesimulator entstehen, bei dem dieses wichtige Feedback implementiert ist.

4.4.2 Haptik

Erfordernisse an die Haptik

Ein wichtiges Ziel beim Erlernen des Koloskopierens stellt das tiefe Eindringen mit dem Endoskop bis zum Caecum bzw. bis zum terminalen Ileum dar. Die größte Schwierigkeit ist dabei das Verhindern bzw. Auflösen von Darmschlingen. Dies kann so kompliziert werden, dass der Ausführende keine Möglichkeit findet, weiter zu kommen. In der Praxis hilft nur Erfahrung, um Fälle, bei denen die Untersuchung vorzeitig abgebrochen werden muss, möglichst niedrig zu halten.

Sowohl Noar (1991) als auch Williams et al. (2000) und Aabakken et al. (2000) fordern daher, dass ein Trainingssimulator helfen soll, die Bewältigung der schwierigen Begradigung von Darmschlingen zu erlernen. Wegen möglichen negativen Trainings sehen Gillies et al. (1992) das Fehlen sogar als gefährlich an.

Trotzdem kann von den sechs aktuellen Computersimulatoren nur jeder zweite Darmschlingen darstellen: Der *KAIST-Ewha* und *EndoSim* beherrschen diese Simulation. Da sie beim *GI Mentor* nicht möglich ist, ist es kaum verwunderlich, dass die Untersuchung als viel zu leicht beschrieben wird. Jedoch wird auch das Training am Darmschlingen simulierenden *AccuTouch* als zu einfach beurteilt.

Vorhandenes Force-Feedback

Da es für den Auszubildenden am Simulator essentiell ist, die Überwindung von Darmschlingen anhand spürbarer Kräfte zu trainieren, ist eine mangelhafte bzw. vollständig fehlende Simulation durch ein eingeschränktes Force-Feedback-System kontraproduktiv. Daher ist eine hohe Realitätstreue der Kräfte erforderlich.

Diese ist umso besser, je mehr Freiheitsgrade mit Force-Feedback ausgestattet sind: Das Force-Feedback kann dabei entweder passiv durch Bremsen oder aktiv durch einen Antrieb erfolgen. Ein aktives Force-Feedback ist die bessere Alternative, denn es kann Bewegungen, die über den elastisch aufgehängten Darm auf das Koloskop übertragen werden, simulieren. Für eine optimale Realitätstreue ist deshalb ein aktives Force-Feedback auf allen vier Freiheitsgraden zu fordern.

Bei den vorgestellten Endoskopiesimulatoren ist das Force-Feedback teils aktiv, teils passiv und teilweise gar nicht vorhanden. Nur *EndoSim* ermöglichte ein Force-Feedback auf drei Freiheitsgraden und dies dazu durchgängig aktiv.

Aktives Force-Feedback auf allen möglichen Freiheitsgraden

Dies wurde von Fachleuten³ einerseits gelobt⁴, andererseits das Fehlen eines Drehmomentes kritisiert. Dieses ist wichtig, um die richtige Drehrichtung beim Manöver des Auflöses einer Darmschlinge zu wählen. „Frau Dr. Männer erklärte, dass man den Endoskopschlauch beim Rückwärtsziehen in die Richtung des geringeren Widerstands drehen muss. Dafür benötigt man aber ... Kräfte auf der Rotation des Schlauchs, um je nach Drehrichtung unterschiedliche Widerstände zu erzeugen“ (Körner 2003).

Daher soll der Simulator zusätzlich ein Drehmoment auf den Schlauch des Endoskops erzeugen können. Mit dieser Erweiterung besitzt *EndoSim* dann ein aktives Force-Feedback auf allen vier möglichen Freiheitsgraden und kann daher auch eine maximale haptische Realitätstreue erzielen.

³Frau Dr. med. Christine Männer, niedergelassene Internistin mit Schwerpunkt Endoskopie in Heidelberg und Herr Dr. med. Herbert Deppe, Oberarzt in der gastroenterologischen Abteilung des Klinikums Minden.

⁴„Die Steuerung des Endoskops empfanden beide Fachärzte als authentisch“ (Körner 2003). In einem späteren Gespräch mit Frau Dr. med. Ch. Männer und Herr Dr. med. F. M. Reimann wurde betont, dass ein aktives Force-Feedback einen Simulator erst sinnvoll macht und Geräte ohne bzw. nur mit passivem Force-Feedback kaum interessant sind.



Kapitel 5

Umsetzung

Das Wissen muss ein Können werden.

[Carl von Clausewitz (1832), preußischer General]

Nachdem die gewünschten Merkmale definiert sind, wird im Folgenden betrachtet, wie sich diese in der Praxis realisieren lassen. Dazu werden die Probleme und deren Überwindung beim Umsetzen mit dem vorliegenden Gerät dargelegt.

5.1 Ansatz zur Realisierung der Ziele

Nachdem im letzten Kapitel die Ziele festgelegt wurden, werden jetzt die technischen Voraussetzungen für deren Realisation mit dem Endoskopiesimulator *EndoSim* beschrieben. Dabei wird aus dem Fehlenden des vorhandenen Systems abgeleitet, welche neuen Entwicklungen erforderlich sind, um die verschiedenen Zielstellungen für ein verbessertes Training (→ Abb. 5.1) zu erreichen.

Im Gegensatz zur detaillierten Beschreibung der Umsetzung – die in den folgenden Kapiteln an den entsprechenden Stellen erfolgt – wird hier der Fokus auf die Zusammenhänge gelegt. So erfordern einerseits Zielstellungen Änderungen in mehreren Bereichen, andererseits sind Erweiterungen in einem Bereich von Nutzen für mehrere Ziele.



Abbildung 5.1: Bedienteil eines flexiblen Koloskops: Deutlich sind die Handräder zu sehen, mit denen über einen Bowdenzug die Spitze des hier nach links laufenden Schlauches bewegt werden kann. Der nach oben laufende Schlauch führt zur Versorgungsstation. Die praktische Ausbildung beginnt meist mit dem Steuern der Endoskopspitze über diese Handräder. In der Regel erfolgt das Halten des Handteils und das Drehen der beiden Räder mit der linken Hand, so dass für das Bewegen des Schlauches die rechte Hand frei bleibt. Ein mit aktivem Force-Feedback ausgestatteter Nachbau wird bei *EndoSim* eingesetzt.

5.2 Mechanik

5.2.1 Weiterer Antrieb für viertes Force-Feedback

Bis jetzt bot *EndoSim* ein aktives Force-Feedback auf drei Freiheitsgraden an (→ **EndoSim** ab Seite 69). Um der Forderung nach aktivem Force-Feedback auf allen der möglichen vier Freiheitsgrade nachzukommen, muss für die Rotation um die Schlauchachse ein zusätzlicher Antrieb realisiert werden.

Dessen Verwirklichung ist schwierig, da der Endoskopschlauch an den beweglichen Schlitten gekoppelt werden muss und der dort zur Verfügung stehende Platz durch das Führungsrohr beschränkt ist.

Die Positionsbestimmung erfolgt bei den drei vorhandenen Antrieben über einen mit dem jeweiligen Motor gekoppelten Encoder. Für den vierten Freiheitsgrad wurde ein unabhängiger Positionsgeber eingesetzt. Bei der Realisation eines Antriebs für diesen Freiheitsgrad ist daher darauf zu achten, dass auch hier die Positionsbestimmung erhalten bleibt.

5.2.2 Aktives Force-Feedback und Positionierung

Das Anfahren bestimmter Positionen war bei *EndoSim* in Bezug auf die Rotation um die Schlauchachse wegen des fehlenden Antriebs prinzipiell nicht möglich. Auf den drei aktiven Freiheitsgraden ist ein Antrieb schon vorhanden, jedoch war auch hier keine Positionierung vorgesehen.

Für die neuen Trainingsmethoden müssen die Antriebe neben Force-Feedback (im Simulationsmodus) auch das Führen des Benutzers (im Wiedergabemodus, einem speziellen Positioniermodus) auf allen vier Freiheitsgraden erlauben (→ Abb. 5.2). Dies erfordert für jeden der Antriebe Folgendes:

- Genaue und schnelle Bestimmung der aktuellen Position.
- Generieren von ausreichend großen Kräften in variabler Stärke.
- Eine Ansteuerung, die je nach Modus einen Regelkreis für das Erzeugen des Force-Feedbacks bzw. das Anfahren einer bestimmten Position ermöglicht.



Das Anfahren von Positionen muss dabei häufig, zügig und präzise erfolgen können. Wie im nächsten Kapitel ausführlich gezeigt wird, wurde dies bei der neu realisierten Kombination aus Antrieb und Ansteuerung für die Rotation um die Schlauchachse gleich berücksichtigt. Die vorhandenen Antriebe mussten jedoch umgebaut werden, um dies zu ermöglichen, denn u. a. war der Verschleiß bei den Handradantrieben zu groß und die Geschwindigkeit des Vorschubs für das Positionieren zu hoch.



Abbildung 5.2: Um eine größere Realitätstreue und die neuen Trainingsmethoden zu realisieren, muss sowohl die hier gezeigte Haptik als auch die zugehörige Ansteuerung des *EndoSim*-Koloskopiesimulators so erweitert werden, dass sowohl ein aktives Force-Feedback als auch eine Positionierung auf allen vier Freiheitsgraden ermöglicht wird.

5.3 Elektronik

Neben der Umstellung der drei vorhandenen Antriebe auf ein besseres Konzept und der Entwicklung eines völlig neuen Antriebs sind Änderungen und Erweiterungen an der Ansteuerung erforderlich. Die dafür notwendigen Neuerungen an der Elektronik und an der Software werden zusammen mit den für die anderen Ziele vorzunehmenden Arbeiten betrachtet.

5.3.1 Aufgaben der Elektronik

Da die zentrale Einheit zwischen Stromversorgung, Computer, Motor und Encoder eine elektronische Schaltung ist, sollen unter dem Begriff „Elektronik“ bei den weiteren Betrachtungen die folgenden Aufgaben zusammengefasst werden:

- Stromversorgung der Motoren über eine geeignete Ansteuerung.
- Auslesen der Encoder und das Übertragen der aktuellen Position zum Computer.
- Übertragung der Anweisungen vom Computer über die Ansteuerungen auf die Motoren.

5.3.2 Erforderliche Neuentwicklungen

Die vorhandenen Elektroniken zur Ansteuerung der Handradantriebe können beibehalten werden. Wie im nächsten Kapitel noch ausführlich gezeigt wird, müssen jedoch bei den beiden anderen Antrieben – unter Verwendung vorhandener Servoverstärker – neue Wege gegangen werden: Für den dazukommenden Rotationsantrieb ist eine Ansteuerung erforderlich. Da der Motor für den Vorschub ausgetauscht werden soll, ist auch dort eine neue Ansteuerung angebracht.

5.4 Software

5.4.1 Ansteuerung für verbesserte Haptik

Erst aus dem Zusammenspiel von Antrieb, Positionsbestimmung, Elektronik und Software entsteht als Einheit ein kombiniertes Force-Feedback-/Positionierungssystem. Dementsprechend muss die Software der neuen Elektronik und Hardware angepasst werden.

Für die verbesserte Realitätstreue ist es erforderlich, zusätzlich zu dem vorhandenen deskriptiven Modell die Berechnung des situationsabhängigen Drehmomentes vorzunehmen und dieses als Kraft um die Schlauchachse des Endoskops auszugeben.

Für die Positionierung ist ein Algorithmus zu implementieren, der die passende Geschwindigkeit Richtung Zielpunkt wählt, um einerseits schnell vorwärts zu kommen, andererseits ein Überspringen über das Ziel hinaus möglichst zu vermeiden.



5.4.2 Erweiterungen für neue Funktionen

Die Möglichkeit des Positionierens soll durch die Software gleich zu Trainingsbeginn für ein benutzerfreundliches Verhalten eingesetzt werden:

Die Haptik wird durch Bewegungen überprüft und das Endoskop fährt automatisch auf die Startposition (Handräder auf Mittelstellung und die Endoskopspitze in das simulierte Rektum). Dabei werden dem Benutzer Informationen nach Bedeutung sortiert übermittelt: Spezielle als Text, die wichtigsten hervorgehoben als grafische Einblendung in das Bild. So wird durch das automatische Einstellen und die Hervorhebung des gewählten Trainingsmodus ein schneller Start ermöglicht.

Eine der nötigen Erweiterungen der Software für den anschließenden laufenden Betrieb ist zunächst die Erhebung von Daten über das Benutzerverhalten. Daraus lassen sich Berechnungen durchführen, die zu passenden optischen und akustischen Ausgaben während der Untersuchung führen: So können Balken die auftretenden Kräfte anzeigen und die Überwindung einer Reizschwelle zum Triggern von Lautäußerungen verwendet werden.

Weitere Algorithmen sind für die neuen Trainingsmöglichkeiten zu entwickeln und zu implementieren: Aufzeichnen und Wiedergeben von Positionen und das Finden des nächsten Punktes der Aufnahme, um nach einer Unterbrechung mit der Wiedergabe fortfahren zu können; außerdem das Auffinden des weiteren Weges, um dem Benutzer haptisch und optisch zu helfen.

Zum Abschluss einer Untersuchung ist es Aufgabe der Software, die erfassten Daten statistisch auszuwerten und diese für die Evaluation des Benutzers optisch darzustellen.

Kapitel 6

Entwicklung von Mechanik, Elektronik und Software

*Es ist nicht genug, zu wissen,
man muss auch anwenden;
es ist nicht genug, zu wollen,
man muss auch tun.*

[Johann Wolfgang von Goethe (1829), deutscher Dichter]

Im Folgenden wird beschrieben, welche Arbeiten in den Bereichen Mechanik, Elektronik und Software durchgeführt wurden. Dabei wird jeweils die Vorgehensweise begründet und die Auswirkungen werden betrachtet.

6.1 Mechanik

Um die in den vorherigen Kapiteln hergeleiteten Ziele umzusetzen, wurden die folgenden Arbeiten an der Mechanik zur Optimierung und Erweiterung der Haptik durchgeführt (→ Abb. 6.1):

- Verbesserter Antrieb für den Vorschub des Schlittens
- Umstellung der Handräder auf Direktantrieb
- Antrieb für die Rotation um die Schlauchachse

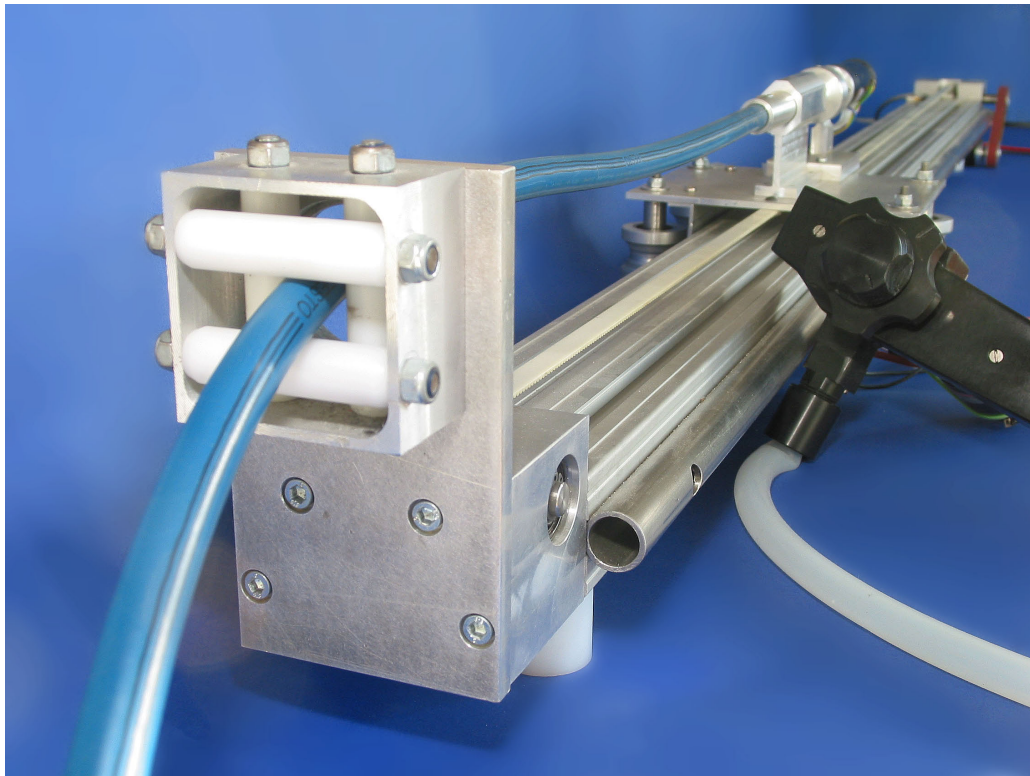


Abbildung 6.1: Diese Aufnahme zeigt das haptische System von *EndoSim* wegen des besseren Einblicks ohne Führungsrohr. Für ein exaktes Positionieren und ein stabiles aktives Force-Feedback auf allen Freiheitsgraden wurde der Antrieb für den Vorschub umgebaut, die Handräder auf Direktantrieb umgestellt und ein neuer Antrieb für die Rotation um die Schlauchachse hinzugefügt.

6.1.1 Kompakter und präziser Antrieb für den Vorschub

Auf der Schiene des Force-Feedback-Gerätes kann der Schlitten leicht rollen. Dessen Antrieb erfolgt über einen langen Zahnriemen, welcher wiederum über einen kurzen Riemen von einem Motor angetrieben wird. Sowohl der Motor als auch der kurze Zahnriemen befinden sich an der dem Benutzer abgewandten Seite.

Probleme

Der vorher eingesetzte Motor war groß und schwer. Er verlängerte das Force-Feedback-Gerät und erforderte aufgrund des hohen Strombedarfs eine kompliziert anzuschließende und sehr viel Raum einnehmende Ansteuerung. Diese Ansteuerung brachte wiederum verschiedene weitere Probleme mit sich (→ **Probleme der Ansteuerung** ab Seite 111).

Die für die neuen Lernmöglichkeiten geforderte präzise Positionierung ließ sich mit dem vorhandenen Motor nicht realisieren. Durch die Reibung (Haftreibung größer Gleitreibung bzw. Rollreibung) ergab sich im Verbund mit dem ungünstigen Übersetzungsverhältnis, dass beim Anlaufen des Motors sofort eine große Geschwindigkeit erreicht wurde. Durch die hohe Geschwindigkeit und die große Trägheit (überwiegend durch die bewegte Masse des Motors) wurde ein präzises Anhalten verhindert. Dieses sprunghafte Verhalten führte dazu, dass die Zielposition eher durch Zufall als – wie gewünscht – durch einen stetigen Prozess erreicht wurde.

Vorgehensweise

Der alte Motor wurde mitsamt der Ansteuerung entfernt. Er wird durch einen kleinen Getriebemotor ersetzt, welcher über einen Servoverstärker und eine neu entwickelte Elektronik angesteuert wird.

Da der Motor nicht nur für die Bewegung des Schlittens zuständig ist, sondern dem Anwender auch ein eigenständiges Verschieben (indem er am Schlauch zieht oder schiebt) ermöglichen soll, wurde bei der Auswahl darauf geachtet, dass das zum Motor gehörige Getriebe nicht selbsthemmend ist, wie dies z. B. bei einem



Schneckengetriebe der Fall ist. Des Weiteren wurde ein kleines Untersetzungsverhältnis gewählt, damit das Spiel sowie die zum Bewegen nötige Kraft gering bleiben und die erreichbare Geschwindigkeit nicht zu stark beschränkt wird.

Diese Voraussetzungen erfüllt der Motor RE 30 von Maxon Motor (2003) in Verbindung mit dem Getriebe GP 32 A. Dieser Motor hat eine Leistung von 60 W. Seine Ausstattung mit *Rare Earth Neodym-Magneten*¹ lässt ein hohes Drehmoment erwarten, die Verwendung von Graphitbürsten und Kugellagern eine lange Lebensdauer². Das Planetengetriebe hat das Untersetzungsverhältnis $i = 4,8 : 1$. Über den angeflanschten digitalen MR-Encoder Typ L werden 500 Impulse pro Umdrehung des Motors zur Positionsbestimmung ausgegeben.

Da die Achse des neuen Motors dünner ist, wurde ein Adapter an der Drehbank angefertigt, um so Zahnrad und Riemen wieder verwenden zu können. Des Weiteren wurde eine Halterung zur Befestigung des Motors hergestellt. Mit 30 mm (Motor) bzw. 32 mm (Getriebe) ist der Durchmesser so gering, dass die Montage unter der Schiene möglich wurde (→ Abb. 6.2).

Ergebnis

Aus Maxon Motor (2003) lässt sich $M_{mot} = 96,6 \text{ mNm}$ als maximales Dauerdrehmoment und ein Wirkungsgrad des Getriebes von $\eta_g = 80 \%$ entnehmen. Daraus

¹„Seltenerd-Magnete sind wegen ihrer hohen Remanenzinduktion und Koerzitivfeldstärke besonders für hochdynamische Motoren geeignet. Sie sind jedoch sehr teuer, was insbesondere für SmCo zutrifft. NdFeB ist zwar kostengünstiger und hat noch bessere magnetische Eigenschaften als SmCo, ist aber nicht so temperaturstabil. Hochwertiges NdFeB (...) sollte daher nur bis zu Temperaturen von etwa 100 °C eingesetzt werden“ (Gevatter 2000c).

²„**Graphitbürsten werden typischerweise eingesetzt:**

- In größeren Motoren
- Bei hoher Strombelastung
- Bei Start-Stopp-Betrieb
- Im Umkehrbetrieb
- Bei Ansteuerung mit getakteter Endstufe (PWM)

...Die Kombination **von Graphitbürsten** mit Kugellagern ergibt auch bei Extrembedingungen eine hohe Lebensdauer.“ (Maxon Motor 2007, Hervorhebungen wie im Original).

wird das maximale Betriebsdrehmoment M_B berechnet:

$$\begin{aligned} M_B &= i \cdot \eta_g \cdot M_{mot} \\ &= 4,8 \cdot 0,8 \cdot 96,6 \text{ mNm} \\ &= 370,944 \text{ mNm} \end{aligned} \quad (6.1)$$

Die Übertragung über den kurzen Zahnriemen erfolgt im Verhältnis 1 : 1. Das Zahnrad, welches den langen Riemen antreibt, besitzt einen Durchmesser von 30 mm. Da die Kraft des Zahnriemens senkrecht zum Radius wirkt, kann die vereinfachte Formel wie z. B. aus Tipler et al. (2006) angewendet werden: „Das Produkt rF_1 heißt das mit der Kraft F_1 verbundene Drehmoment M^* :

$$M = F_1 r. \quad \text{Drehmoment“} \quad (6.2)$$

$$F_1 = \frac{M}{r} = \frac{370,944 \text{ mNm}}{\frac{30 \text{ mm}}{2}} = 24,730 \text{ N} \quad (6.3)$$

„Der Motor darf kurzzeitig und wiederkehrend überlastet werden“ (Maxon Motor 2003). Das dabei erreichbare Drehmoment berechnet sich aus dem Getriebefaktor, dem Getriebewirkungsgrad, dem Anlaufstrom von 18,6 A und der Drehmomentkonstante mit $53,8 \frac{\text{mNm}}{\text{A}}$ (Werte aus Maxon Motor 2003). Daraus lässt sich analog zur Gleichung 6.3 die kurzzeitig erreichbare translativ Kraft bestimmen:

$$M = 4,8 \cdot 0,8 \cdot 18,6 \text{ A} \cdot 53,8 \frac{\text{mNm}}{\text{A}} = 3842,611 \text{ mNm} \quad (6.4)$$

$$F_2 = \frac{M}{r} = \frac{3842,611 \text{ mNm}}{\frac{30 \text{ mm}}{2}} = 256,174 \text{ N} \quad (6.5)$$

Bei realen Endoskopien treten nach Appleyard et al. (2000) bei der Translation maximal die folgenden Kräfte auf:

- Druck: 43,164 N
- Zug: 17,658 N

Ein Vergleich mit diesen Kräften zeigt, dass der neue Motor durch das Getriebe



trotz viel geringerer Größe und Leistung (60 statt 425 W (vgl. Körner et al. 2004)) mehr als ausreichend starke Kräfte erzeugen kann. Die zum Bewegen des Motors aufzuwendende Kraft liegt bei Leerlauf im Bereich der Reibung des Schlittens und ist damit um Größenordnungen kleiner als die maximal mögliche Kraft.

Die Auflösung des Encoders pro Umdrehung ergibt sich aus der Impulszahl multipliziert mit vier, da die beiden um eine viertel Periode verschobenen Kanäle A und B eine Auflösung in Quadcounts erlauben (\rightarrow **Line Receiver** ab Seite 120). Zusätzlich wird der minimal auflösbare Winkel $\Delta\varphi_{Encoder}$ um das Untersetzungsverhältnis von 4,8 : 1 kleiner:

$$\Delta\varphi_{Encoder} = \frac{360^\circ}{4 \cdot 500 \cdot 4,8} = 0,0375^\circ \quad (6.6)$$

Die Auswirkungen der beschränkten Encoderauflösung und des Getriebespiels von $\Delta\varphi_{Getriebe} = 0,7^\circ$ auf die Positionsgenauigkeit des Schlittens sollen nun gezeigt werden:

$$\begin{aligned} \Delta s_{Encoder} &= \frac{\Delta\varphi_{Encoder}}{360^\circ} \cdot \pi \cdot d_{Antriebsrad} \\ &= \frac{0,0375^\circ}{360^\circ} \cdot \pi \cdot 30 \text{ mm} = 0,009\,817 \text{ mm} \end{aligned} \quad (6.7)$$

$$\begin{aligned} \Delta s_{Getriebe} &= \frac{\Delta\varphi_{Getriebe}}{360^\circ} \cdot \pi \cdot d_{Antriebsrad} \\ &= \frac{0,7^\circ}{360^\circ} \cdot \pi \cdot 30 \text{ mm} = 0,183\,260 \text{ mm} \end{aligned} \quad (6.8)$$

Daraus ergibt sich die maximale gesamte Positionsabweichung des Schlittens:

$$\begin{aligned} \Delta s_{maximale \text{ Positionsabweichung}} &= \Delta s_{Encoder} + \Delta s_{Getriebespiel} \\ &= 0,009\,817 \text{ mm} + 0,183\,260 \text{ mm} \\ &= 0,193\,077 \text{ mm} \end{aligned} \quad (6.9)$$

Die größtenteils durch das Getriebe hervorgerufene maximale Positionsabweichung von unter 1/5 mm ist kleiner als das schon vorhandene tangentielle Spiel

durch die Beweglichkeit des Schlauches im Führungsrohr (ca. 2 mm, abhängig von Kraft und Position). Über den langen Schlauch ist sie nicht zu spüren. Somit ist die für die Praxis nötige Präzision des Antriebs sichergestellt.

Durch den Einsatz des Getriebes wird die Kraft vergrößert und die Geschwindigkeit des Schlittens verringert. Vorteilhaft an der geringeren Geschwindigkeit ist eine viel genauere Positionierung. Von Nachteil könnte jedoch die verlängerte Zeit sein, welche benötigt wird, um den Schlitten über die gesamte Länge zu bewegen. Diese Zeit ändert sich durch das Getriebe von weniger als 2 s auf unter 10 s. Da die dabei simulierte Strecke bei realen Untersuchungen in durchschnittlich 540 s bis 612 s zurückgelegt wird (vgl. von Delius et al. 2006), ist die maximale Geschwindigkeit des Schlittens immer noch mehr als ausreichend. Dadurch, dass beim Positionieren nicht länger Sprünge um den Zielpunkt herum auftreten, wird die gewünschte Position in der Praxis jetzt sogar schneller erreicht.

Auch die verschiedenen Probleme, welche bei der Ansteuerung des alten Motors über den Computer aufgetreten sind, haben sich gelöst, da der Getriebemotor den Einsatz der neuen Elektronik erlaubt (→ **Komponenten der Elektronik** ab Seite 115).

6.1.2 Direktantrieb der Handräder

Probleme

Der Antrieb der Handräder über den Teflon-Faden hat sich aus verschiedenen Gründen für die neuen Anforderungen nicht bewährt. Insbesondere das häufige, schnelle und präzise Anfahren von verschiedenen Positionen bereitete Probleme.

Schon bei der Benutzung als Force-Feedback-Gerät fällt eine deutliche Reibung auf. Nur so lange der Faden neu ist (glatte Oberfläche) und optimal eingestellt ist (korrekte Fadenspannung und geordnete Wicklung), ist diese Kraft akzeptabel. Je öfter die Handräder im Laufe der Zeit bewegt wurden, um so größer und ungleichmäßiger ist die Reibung. Dies liegt an der sich abnutzenden Oberfläche des Teflon-Fadens, am Einschneiden des Fadens in den Kunststoff und an der zunehmenden Unordnung der Wicklung.





Abbildung 6.2: Die dem Benutzer abgewandte Seite des Force-Feedback-Gerätes: Der neue Motor passt unter die Schiene, wo er mit einer Schelle befestigt ist. Der lange Zahnriemen (nach links laufend) ist unverändert, der kurze (früher nach rechts, jetzt nach schräg unten verlaufend) konnte wie auch die Zahnräder durch einen speziell gebauten Adapter – der sich auf der Motorachse befindet – wiederverwendet werden.

Sowohl für die Wicklungen im Bedienteil als auch für diejenigen auf den außerhalb montierten Gewindestangen gilt, dass der Faden von den verschiedenen Positionen auf der Walze zu einem fixen Punkt gelenkt werden muss, um ihn dann durch den Schlauch zu führen. Daraus ergibt sich je nach Wickelposition eine mehr oder weniger starke Schräglage der Schnur, die an der Stelle, die den Faden auf einen definierten Weg lenkt, zu großen Kräften führt. So wurde beobachtet, dass die Oberfläche des Teflon-Fadens an diesen Umlenkungsstellen schnell abgerieben wird. Bei der Umlenkung im Handteil schneidet sich der Faden zusätzlich in den Kunststoff, was die Reibung noch mehr vergrößert.

Durch die unterschiedliche Schräglage des Fadens verändert sich auch die Fadenspannung während des Betriebs. Dies führt bei zunehmender Spannung zu größerer Reibung und höherem Verschleiß, bei abnehmender Spannung kann es

zum Abrutschen des Fadens von der Rolle im Handrad kommen, was eine aufwändige Reparatur erfordert.

Mit zunehmender Anzahl an Bewegungen nimmt die Unordnung der Wicklungen zu. Dies führt neben einer allgemeinen Reibungszunahme zu einem ungleichmäßigen Verhalten: Einmal geht das Abwickeln leicht, ein anderes Mal wird der Faden durch eine schräg darüber liegende Wicklung am Abwickeln gehindert, so dass er sich entweder mit einem Ruck löst oder überhaupt nicht abzuwickeln ist, was im Fall des Weiterdrehens zum Zerstören des Fadens führt.

Die Handräder werden nicht nur schwergängiger, sondern auch das „schwammige“ Gefühl wird mit der Zeit stärker. Dies liegt, neben Problemen der Wicklung und des Einschneidens, daran, dass die Fäden eine gewisse Elastizität haben und sich im Laufe der Zeit immer mehr dehnen. An einem handelsüblichen Endoskop wurde das Verhalten zum Vergleich getestet: Wie erwartet verhält sich dieses durch die kräftigen Bowdenzüge sehr präzise, die Bewegung der Spitze ist fest mit den Handrädern gekoppelt, ein „schwammiges“ Gefühl tritt nicht auf.

Ansteigende Reibung, Bildung von Rillen und Verschlechterung der Wicklung sorgen für eine zunehmende Abnutzung und führen damit zur Zerstörung des kraftübertragenden Fadens. In Verbindung mit der neu einzuführenden Positionierung werden besonders viele Bewegungen ausgeführt, wodurch dieser Verschleiß stark beschleunigt wird. Daher mussten bei den ersten Versuchen mit diesem Modus regelmäßig die Fäden ausgewechselt werden. Tests mit verschiedenen anderen Seilen (Nylon, Stahlvorfach) ergaben auch keine überzeugende Lösung. Für den Einsatz in der Praxis hat sich der Wartungsaufwand (neues Seil einfädeln, abgerutschtes Seil wieder auflegen, Seilführung einstellen) bei allen versuchten Materialien als zu hoch herausgestellt.

Vorgehensweise

Möglichst flache Motoren wären für den Antrieb der Handräder am günstigsten, da sie am Handteil weniger abstehen und damit stören würden. Durch das Verdicken der Rückwand könnten sie sogar vollständig integriert werden. Zur Zeit der Entwicklung waren entsprechende Motoren jedoch in geringen Quantitäten nicht



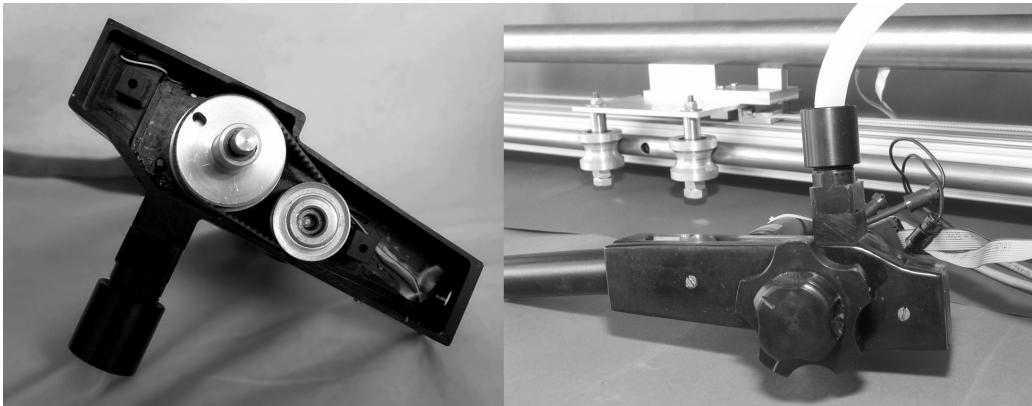


Abbildung 6.3: Durch das Entfernen der Handräder und der Abdeckung wird im linken Bild der Antriebsriemen sichtbar. Auf der rechten Seite das einsatzbereite Handteil mit dem verzögerungsfreien und verschleißarmen Riemen- bzw. Direktantrieb.

zu erhalten, da sie zum „Sonderprogramm“ zählten (vgl. Maxon Motor 2003). Daher wurden beide vorhandenen Motoren aus der externen Halterung ausgebaut und durch Montage am Handteil wiederverwendet. Mittlerweile hat sich die Situation verbessert (vgl. Maxon Motor 2007), so dass durch Auswechseln der Motoren eine ergonomischere Lösung einfach möglich ist (→ **Ausblick** ab Seite 187).

Ein Motor liegt genau in Verlängerung der Drehachse der Handräder. Die Achse des dazugehörigen Handrades wurde so angebohrt, dass die Motorachse in sie gesteckt und dort mit einer Madenschraube fixiert werden konnte. Der Motor selbst ist von außen an das Gehäuse festgeschraubt.

Der zweite Motor ist, etwas versetzt, ebenfalls außen montiert. Er treibt über einen im Bedienteil liegenden Riemen das zweite Handrad an. Der Innenraum des Handteils wurde durch Ausfräßen vergrößert, um Platz für den Zahnriemen zu schaffen. Dieser verbindet das Zahnrad auf die Motorachse mit der Scheibe des zweiten Handrades, die für ihre neue Funktion an der Drehbank angepasst wurde.

Ergebnis

Der Umstieg auf Direktantrieb bzw. Riemenantrieb ergibt eine verschleißarme Funktion und ein präzises Gefühl. Die Handräder laufen jetzt dauerhaft leichtgängig und verzögerungsfrei (→ Abb. 6.3).

6.1.3 Rotation um die Schlauchachse

Um zusätzlich zur Bestimmung des Drehwinkels um die Schlauchachse auch ein aktives Drehmoment auf den Schlauch erzeugen zu können, wird der vorhandene Positionsgeber durch eine Kombination aus Motor, Getriebe und Encoder ersetzt.

Probleme

Damit dem Benutzer das Gefühl eines nicht zu überwindenden Widerstandes vermittelt werden kann, ist ein starkes Drehmoment durch den Motor erforderlich. Als Extremwerte, die bei realen Endoskopien auftreten, werden im Uhrzeigersinn 0,8 Nm und im Gegenuhrzeigersinn 1 Nm angegeben (vgl. Appleyard et al. 2000). Die Kraft an der Oberfläche des 13,5 mm dicken Schlauches beträgt dabei:

$$\begin{aligned}
 F_{\text{Endoskopschlauch}} &= \frac{M}{r} = \frac{M}{\frac{d}{2}} \\
 &= \frac{800 \dots 1000 \text{ mNm}}{\frac{13,5 \text{ mm}}{2}} \\
 &= 118,519 \dots 148,148 \text{ N}
 \end{aligned} \tag{6.10}$$

Durch die vorgegebene Geometrie des Force-Feedback-Gerätes sind die Möglichkeiten, den Motor nachträglich einzubauen, stark eingeschränkt. Daher ist neben dem erforderlichen Drehmoment auf die Größe zu achten. Der Innendurchmesser des vorgegebenen Führungsrohres beträgt ca. 37 mm. Der Motor muss mit Getriebe und Encoder in dieses zum Führen des Koloskopschlauches verwendete Rohr passen.

Des Weiteren muss der Motor am Schlitten befestigt werden. Aufgrund der vorgegebenen Buchse für das Ankoppeln der Bewegung auf den Schlauch und des ebenfalls vorgegebenen Schlittens muss der Motor außerhalb der Schlitten-Grundfläche montiert werden. Erschwerend kommt hinzu, dass diese Befestigung wegen der auftretenden Kräfte einerseits stabil genug sein muss, andererseits schmal genug, um den Motor durch den unten liegenden Schlitz des Führungsrohres (ca. 8,5 mm) mit der außerhalb liegenden beweglichen Plattform zu verbinden.



Um die Drehbewegung zu übertragen, muss der Motor mechanisch mit dem Schlauch gekoppelt werden. Dies soll einerseits ohne Schlupf geschehen, andererseits soll die Kupplung kleine Abweichungen der Motorachse zur Schlauchachse ausgleichen können (→ Abb. 6.4).



Abbildung 6.4: Durch den neu eingebauten Getriebemotor wird ein aktives Force-Feedback der Drehung um die Schlauchachse erreicht. Die über den angeflanschten digitalen Encoder erfolgende Positionsbestimmung ersetzt den entfernten Positionsgeber.

Vorgehensweise

Der Antrieb muss einerseits ein ausreichendes Drehmoment zur Erzeugung eines starken Widerstandes besitzen, andererseits muss seine Geometrie ein Bewegen innerhalb des Führungsrohres erlauben. Außerdem muss eine Positionsbestimmung integriert sein, da der Motor die Stelle des alten Positionsgebers einnimmt. Diese entgegengesetzten Anforderungen erfordern eine sorgfältige Auswahl.

Das Drehmoment eines Gleichstrommotors ist nach Fischer (2001):

$$M = \pi \cdot k_M \cdot A \cdot B \cdot d^2 \cdot l \quad (6.11)$$

Dabei gilt für die Konstante $k_M \leq 0,5$ und für einen typischen Strombelag bei einem Strom I und z Wicklungen $A = \frac{z \cdot I}{d \cdot \pi} = 100 \dots 500 \frac{A}{cm}$. B ist die Flussdichte, d ist der Durchmesser und l die Länge des Motors.

„Das Produkt $d^2 \cdot l$ bestimmt das sogenannte Bohrungsvolumen der Maschine und damit proportional auch ihr Gesamtvolumen, ihre Masse und ihr Gewicht. Damit entstehen die folgenden grundsätzlichen Aussagen:

1. Die Baugröße einer elektrischen Maschine wird allein durch das von ihr geforderte Drehmoment bestimmt.
2. Die einer Baugröße zugeordnete Leistung steigt proportional mit der Drehzahl.“ (Fischer 2001)

Der erste Punkt fordert für ein großes Drehmoment einen möglichst großen Motor. Die Länge des Motors ist praktisch nicht beschränkt, der Durchmesser muss jedoch deutlich kleiner als der Innendurchmesser des Führungsrohres sein. Ein Abstand ist nötig, da um den Motor herum für die elektrischen Anschlüsse (Encoder und Anschlussklemmen des Motors) und für die Kabel noch zusätzlicher Raum vorhanden sein muss. Auch wenn die Achse des Motors beim Bewegen etwas von der Mitte des Führungsrohres abweicht, muss sichergestellt sein, dass es nicht zu Berührungen zwischen Motor und Rohr kommt.

Daher wurde als Motor der RE 30, ein mit 68 mm recht langer Motor³ mit einem Durchmesser von 30 mm, ausgewählt. Bei optimaler Befestigung ergibt sich dabei folgender Abstand zwischen Motor und Führungsrohr:

$$\begin{aligned}
 Abstand &= r_{\text{Führungsrohr innen}} - r_{\text{Motor aussen}} \\
 &= \frac{\varnothing_{\text{Führungsrohr innen}}}{2} - \frac{\varnothing_{\text{Motor aussen}}}{2} \\
 &= \frac{37 \text{ mm} - 30 \text{ mm}}{2} \\
 &= 3,5 \text{ mm}
 \end{aligned} \tag{6.12}$$

³Ein weiterer Vorteil ergibt sich durch die schlanke Bauform: „Stellmotoren [müssen] als sog. *Servomotoren* meistens besonderen Ansprüchen genügen. Daher werden sie, um ein möglichst geringes Trägheitsmoment zu erreichen, in schlanker Bauform mit Stabläufern, deren Länge/Durchmesser-Verhältnis im Bereich $l/d = 2 \dots 5$ liegt, hergestellt“ (Gevatter 2000c).



Der zweite Punkt wird für die Optimierung des Force-Feedbacks genutzt, indem durch ein Getriebe die Drehzahl des Motors und damit dessen Leistung erhöht wird. So zeigt die Gleichung aus Spring (2006), dass bei konstantem Drehmoment M die Leistung P proportional mit der Drehzahl n zunimmt:

$$P = M \cdot \omega = M \cdot 2\pi \cdot n \quad (6.13)$$

Passend zum Motor wurde als Getriebe das GP 32 A gewählt. Die Reibung ist sehr gering, da im Planetengetriebe nur eine Getriebestufe zum Einsatz kommt. So lässt sich der Motor auch darüber leicht von Hand drehen. Der Getriebedurchmesser beträgt 32 mm. Daraus ergibt sich im Idealfall rundum folgender Abstand:

$$\begin{aligned} Abstand &= r_{\text{Führungsrohr innen}} - r_{\text{Getriebe aussen}} \\ &= \frac{\varnothing_{\text{Führungsrohr innen}}}{2} - \frac{\varnothing_{\text{Getriebe aussen}}}{2} \\ &= \frac{37 \text{ mm} - 32 \text{ mm}}{2} \\ &= 2,5 \text{ mm} \end{aligned} \quad (6.14)$$

Da, im Gegensatz zum Motor, zwischen Getriebe und Führungsrohr keine Anschlüsse sind und keine Leitungen liegen müssen, genügt dieser kleinere Abstand.

Aus dem maximalen Dauerdrehmoment von 96,6 mNm des Motors, multipliziert mit den beiden durch das Getriebe vorgegebenen Werten (dem Wirkungsgrad von 80 % und dem Untersetzungsverhältnis von 4,8 : 1), ergibt sich ein Drehmoment von 370,944 mNm. Das maximal kurzzeitig erreichbare Drehmoment errechnet sich auch aus dem Wirkungsgrad und der Untersetzung des Getriebes, jedoch multipliziert mit dem Anlaufstrom (18,6 A) und der Drehmomentkonstante ($53,8 \frac{\text{mNm}}{\text{A}}$) (vgl. Maxon Motor 2003):

$$4,8 \cdot 0,8 \cdot 18,6 \text{ A} \cdot 53,8 \frac{\text{mNm}}{\text{A}} = 3842,611 \text{ mNm} \quad (6.15)$$

Wie die Berechnungen zeigen, übersteigt das maximal mögliche Drehmoment deutlich die geforderten 800 . . . 1000 mNm.

Die Genauigkeit des Drehwinkels hängt von zwei Faktoren ab: Vom Getriebebeispiel mit $0,7^\circ$ und von der sich aus der Auflösung des MR-Encoders Typ L in Verbindung mit dem 4,8 : 1-Planetengetriebe ergebenden Winkelauflösung:

$$\Delta\varphi_{Encoder} = \frac{360^\circ}{4 \frac{Quadcounts}{Impuls} \cdot 500 Impulse \cdot 4,8} = 0,0375^\circ \quad (6.16)$$

Da der Benutzer nur über den Schlauch die Drehung des Motors spüren kann und beide Abweichungen sehr klein sind, ist die Präzision ausreichend.

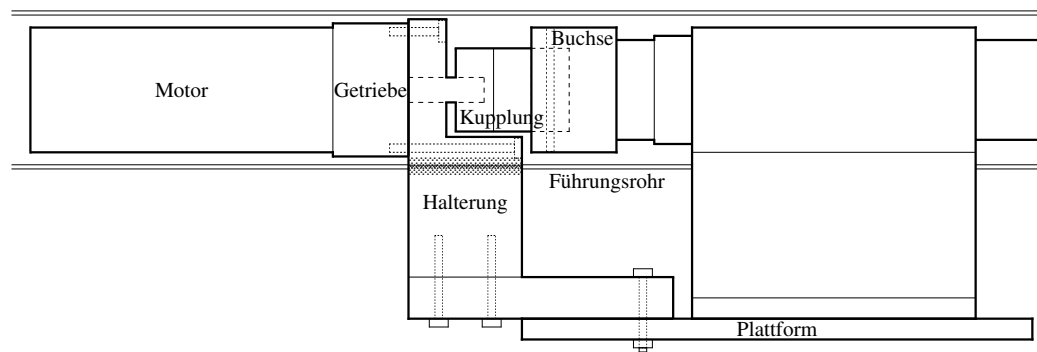


Abbildung 6.5: Diese technische Zeichnung zeigt, wie der Motor des neuen Force-Feedback-Gerätes im Führungsrohr liegt, wie er über eine zweiteilige Halterung mit dem Schlitten verbunden ist (die wegen des Rohres verdünnte Stelle ist schraffiert dargestellt) und wie seine Bewegung über die dreiteilige Kupplung auf die Buchse übertragen wird.

Die Komponenten Motor, Getriebe und Encoder wurden als eine Einheit geliefert. Die zweiteilige metallische Halterung zur Befestigung des Motors wurde u. a. durch Sägen, Fräßen und Bohren in der institutseigenen Werkstatt hergestellt.

Durch Verlängerung der beweglichen Plattform erlaubt der waagerechte Teil der Halterung, den Motor – wie für das Ankoppeln erforderlich – außerhalb des Schlittengrundrisses stabil mit dem Schlitten zu verbinden.

Aufgabe des senkrechten Teils ist es, den im Innern des Führungsrohres befindlichen Motor über den außen liegenden Teil der Halterung mit der Plattform zu verbinden. Da der Platz dabei sowohl innerhalb des Führungsrohres als auch in dem nach außen führenden Schlitz stark beschränkt ist (\rightarrow Abb. 6.5), wurden einige spezielle Techniken eingesetzt:



Am höchsten Punkt wurde das Metallteil abgerundet, um einerseits genügend Material rund um das obere Bohrloch zu haben und andererseits ein Berühren mit dem Führungsrohr zu vermeiden. Die durch die Bohrungen führenden Schrauben zur Befestigung des Motors wurden ebenfalls aus Platzgründen versenkt. Auf der Höhe des Motors wurde ein Ausschnitt gesägt, so dass die Motorachse genügend weit für das Ankoppeln heraussteht. Hier ist die Halterung also kürzer als im darunterliegenden Teil. Etwas tiefer ist die volle Länge der Halterung wichtig, denn um durch den Schlitz des Führungsrohres nach unten zu gelangen, musste das Metallteil beidseitig dünner gefräßt werden. Da eckige Einschnitte leichter zu Bruch führen (Sollbruchstelle), wurden beidseitig halbrunde Vertiefungen eingearbeitet.

Auch bei der elektrischen Verbindung des Motors mit dem Servoverstärker und der Schnittstellenkarte (→ **Elektronische Ansteuerung** ab Seite 108) besteht die größte Schwierigkeit darin, die Kabel vom Inneren des Führungsrohres über den schmalen Schlitz nach außen zu führen:

Damit die durch angelötete Kabel verdickten Anschlussfahnen des Motors nicht an das Führungsrohr stoßen, wurden sie zum Motorgehäuse gebogen. Sowohl diese Versorgungskabel als auch das Flachbandkabel des Encoders führen an verschiedenen Stellen durch den schmalen Schlitz auf den darunter liegenden Schlitten. Beim breiten Flachbandkabel wurde dies ermöglicht, indem es durch Drehung hinter dem Motor längs ausgerichtet wurde.

Für den Formschluss⁴ zwischen Motor und Ankopplung sorgt eine „Klauenkupplung mit einem flexiblen Zahnkranz aus Polyurethan“ (Conrad 1998). Vorteil dieser Verbindung ist, dass „leichte axiale Achsenverschiebungen, Winkel- oder Radialverlagerungen möglich“ sind. Eine Klaue wurde mit einer Madenschraube auf der Motorachse fixiert. Die zweite Klaue wurde in die Buchse, aus welcher der früher eingesetzte Positionsgeber entfernt wurde, montiert (→ Abb. 6.6). Dort ist sie über eine durchgehende Gewindestange zentrisch befestigt. Dazwischen steckt das flexibel verbindende x-förmige Verbindungsteil. Das ergibt einerseits eine stabile Kopplung des Drehmoments, erlaubt andererseits, einen geringen Versatz der Achsen von Motor und Schlauch auszugleichen (→ Abb. 6.7).

⁴Formschluss ist eine „Art der Verbindung von Maschinenelementen, bei der Kräfte und Bewegungen senkrecht zur Berührungsebene durch die Form der an der Verbindung beteiligten Teile übertragen werden“ (Meyers 2006).

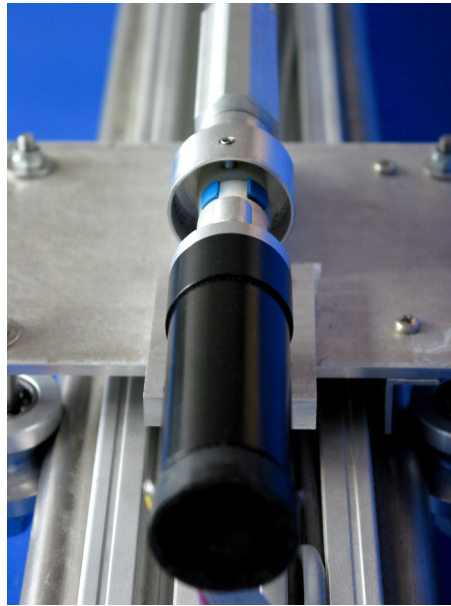


Abbildung 6.6: Die Drehbewegung des Motors wird ausgleichend und formschlüssig mit Hilfe einer Klauenkupplung über die bewegliche Buchse auf den Schlauch übertragen.

Ergebnis

Das Ergebnis ist ein stabil am Schlitten befestigter Motor, der sowohl spielfrei als auch ausgleichend an den Schlauch gekoppelt ist. Das geringe Getriebespiel von $0,7^\circ$ ist über den langen Schlauch nicht wahrzunehmen. Zusammen mit der auf $0,0375^\circ$ genauen Positionsbestimmung ergibt sich für den Benutzer sowohl ein realistisches Gefühl als auch eine präzise Reaktion auf sein Drehen am Schlauch.

Durch Reibung in Motor und Getriebe entsteht ein durch den Benutzer zu überwindendes Drehmoment. Dies schränkt die Realitätstreue jedoch nicht ein, da einerseits auch bei realen Untersuchungen durch Reibung eine Untergrenze für das minimale Drehmoment existiert, andererseits dieser Effekt kompensiert wird (→ **Erweiterung des deskriptiven Modells um Drehmomente** ab Seite 151).

Indem der vorhandene Platz durch einen möglichst großen Motor genutzt wird und zusätzlich ein Getriebe zum Einsatz kommt, übertrifft das erzeugbare Drehmoment deutlich die maximalen Anforderungen. Das ermöglicht wiederum die realistische Simulation verschieden starker Hindernisse, im Extremfall auch eines nicht zu überwindenden.



6.2 Elektronische Ansteuerung



Abbildung 6.7: Der Motor ist mit einer zweiteiligen Halterung am Schlitten befestigt. Die Kraftübertragung erfolgt über eine Klauenkupplung: Eine der Klauen ist zentrisch über eine Achse in der Buchse befestigt, die andere Klaue ist an der Motorachse festgeschraubt. Über das x-förmige Verbindungsteil – von dem hier nur zwei dunkle Rechtecke zu sehen sind – erfolgt die Kraftkopplung. Die Anschlusskabel sind so zum Schlitten geführt, dass sie durch den Spalt im Führungsrohr passen. Dieses Führungsrohr ist für die Aufnahme entfernt worden, damit der im Betrieb verdeckte Antrieb sichtbar wird.

6.2.1 Aufgaben der Ansteuerungen

Bei *EndoSim* kommt für jedes Force-Feedback-Gerät genau ein Motor mit Ansteuerung zum Einsatz. Für die vier Freiheitsgrade sind daher vier Ansteuerungen erforderlich: Zwei der drei vorhandenen wurden wiederverwendet und zwei weitere neu entwickelt. Die Aufgabe der Ansteuerungen ist, die Verbindung zwischen Spannungsquelle, Motor, Encoder und Computer herzustellen.

Spannungsversorgung des Motors

Für den Einsatz eines Motors in einem Force-Feedback-Gerät ist die universellste Ausführung – der 4-Quadranten-Betrieb⁵ – erforderlich, da nur dieser die maximal mögliche Beeinflussung des Motors in beiden Drehrichtungen erlaubt. Wegen des höheren Wirkungsgrades werden statt linearer Endstufen heute für größere Motoren getaktete Endstufen eingesetzt (vgl. Quercioli 2003; Holmes und Lipo 2003). Diese schalten in kurzen Intervallen den Motor ein (t_{on}) und wieder aus (t_{off}). Je nach gewünschter Durchschnittsspannung ($\overline{U_{PWM}}$) bzw. der davon abhängigen Geschwindigkeit⁶ wird bei gleichbleibendem Intervall ($t_{on} + t_{off}$) das Verhältnis zwischen ein- und ausgeschaltetem Zustand variiert:

$$\overline{U_{PWM}} = U_{in} \cdot \frac{t_{on}}{t_{on} + t_{off}} = U_{in} \cdot t_{on} \cdot f_{PWM} \quad (6.18)$$

Steht diese Technik auf allen 4 Quadranten zur Verfügung, handelt es sich um 4-Quadranten-Pulsweitenmodulation oder kurz 4-Q-PWM. Dies ist bei den Endstufen sämtlicher bei *EndoSim* eingesetzter Ansteuerungen der Fall.

Bestimmung der Position

Eine weitere Voraussetzung für den Einsatz eines Motors in einem System, welches sowohl einen definierten Ort anfahren soll als auch in der Lage sein soll, ein situationsabhängiges Force-Feedback zu erzeugen, ist die genaue Bestimmung der Position. Dafür gibt es drei bekannte Methoden, die in Verbindung mit Motoren

⁵„In Abhängigkeit vom Schaltzustand ... und von der Stromflußrichtung kann der Vierquadrantensteller vier Zustände annehmen“ (Schönfeld 1995).

Diese lassen sich in den vier Quadranten eines Diagramms darstellen:

I-Treiben, Rechtslauf; II-Bremsen, Rechtslauf; III-Treiben, Linkslauf; IV-Bremsen, Linkslauf.

⁶Schönfeld (1995) zu Drehzahl bez. Einschaltdauer: „Das Drehmoment des Motors ist dem Strom proportional $m_M = k_M \Phi_M i_M$ und unterliegt wie der Strom pulsfrequenten Schwankungen. Die Pulsfrequenz wird so gewählt, daß die Motordrehzahl den Drehmomentschwankungen nicht folgt. Damit entspricht die stationäre Drehzahl dem Mittelwert der Netzspannung $U_N T_e / T$:

$$\Omega = \frac{U_N \frac{T_e}{T} - I_M (R_e + R_M)}{k_M \Phi_M} \quad (6.17)$$



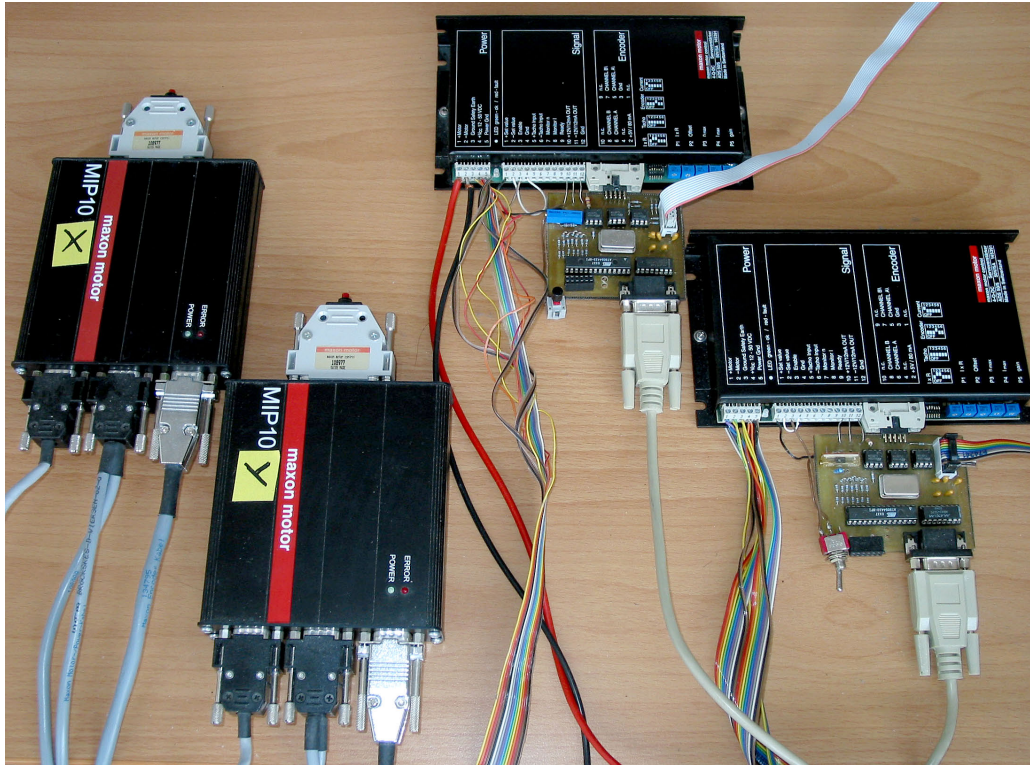


Abbildung 6.8: Oben und rechts die Kombinationen aus neuer Schnittstellenkarte mit Servoverstärker ADS 50/5 für Rotation und Vorschub. Links und unten die elektrisch unverändert für die beiden Handräder eingesetzten Positionssteuerungen MIP 10.

eingesetzt werden: Ein DC-Tacho⁷ ist für den vorliegenden Fall nicht einsetzbar, da darüber nur die Geschwindigkeit, nicht jedoch die Position, bestimmbar ist. Über einen Resolver⁸ kann zwar die Position bestimmt werden, jedoch recht grob.

⁷„Bei Gleichstromtachogeneratoren handelt es sich um permanenterregte Gleichstrommaschinen“ (Gevatter 2000a). Nachteilig ist, dass „die Meßeinrichtung selbst schon eine Last für den Motor darstellt.“ „Für die Leerlaufspannung bzw. induzierte Spannung der Gleichstrommaschine gilt:

$$U_0 = \bar{c}_1 \omega \Phi = \bar{c} n \Phi. \quad (6.19)$$

Mit $\Phi = \text{const.}$ erhält man:

$$U_0 = c_1 \omega = c n. \quad (6.20)$$

⁸Der Resolver besteht aus einer drehbaren Primärwicklung (Rotor) und zwei räumlich um 90° versetzten Sekundärwicklungen (Stator). Eine an die Primärwicklung angeschlossene Wechselspannung wird transformiert auf die zwei Sekundärwicklungen übertragen. Anhand des sinus- bzw. cosinusförmigen Spannungsverlaufes an den Sekundärwicklungen ist eine

Nur ein digitaler Inkrementalencoder ist in der Lage, die Drehposition mit einer Genauigkeit von unter einem Grad zu bestimmen. Dabei wird zwischen optischen und magnetischen Inkremental-Gebern unterschieden (Gevatter 2000a):

- „Ein optischer Inkremental-Geber besteht aus folgenden Subsystemen: der Lichtquelle, dem Lichtempfänger, der Schlitzscheibe und der elektronischen Impulsverarbeitung.“
- „Magnetische Inkremental-Geber bestehen aus den Subsystemen: weichmagnetische Scheibe oder weichmagnetische Scheibe mit hartmagnetischen Erregeranordnungen (Permanentmagnete) und Sensorelementen ...“

Die Encoder der wiederverwendeten Motoren für die Handräder arbeiten optisch, die für den Vorschub und für die Drehung um die Schlauchachse neu ausgewählten Encoder arbeiten magnetisch, was wegen der geringeren Größe günstiger ist.

6.2.2 Probleme der Ansteuerung

Die Motoren der beiden Handräder werden jeweils über eine MIP-Positioniersteuerung⁹ angesteuert. Der Vorteil dieser digitalen Positions-, Drehzahl- und Strom-Drehmomentregelung ist, dass sie direkt über eine serielle Schnittstelle (RS-232C oder RS-485¹⁰) an einen Computer angeschlossen werden kann, der Nachteil ist ein hoher Preis (vgl. Maxon Motor 2003). Da sich diese Anbindung der Motoren an die Stromversorgung und den Computer bewährt hat, wurde sie beibehalten.

Als problematischer stellte sich die Verbindung von Stromversorgung und Computer mit dem Motor der Rotation um die Schlauchachse und mit dem Motor des Schlittenvorschubes dar.

Geschwindigkeits- und ungefähre Positionsbestimmung möglich.

⁹Technische Daten: Versorgung: $U_{in} = 9 \dots 24 \text{ V}$, $I_{max} = 2 \text{ A}$; Endstufe: 4-Q-PWM mit $f_{PWM} = 60 \text{ kHz}$, $U_{out} \lesssim U_{in}$, $I_{cont} = 1,8 \text{ A}$, $I_{max, 5s} = 2,0 \text{ A}$ (vgl. Maxon Motor 2003).

¹⁰Die serielle Schnittstelle RS-485 ist der später behandelten RS-232C ähnlich. Jedoch erlaubt nur der Recommended Standard 485 mehrfach Verbindungen (Bussystem). Seine elektrische Charakteristik ist durch TIA-485-A (1998) und seine Anwendungen durch TSB-89-A (2006) normiert.



Rotation

Da der Antrieb für die Rotation um die Schlauchachse (→ Abb. 6.9) neu hinzugekommen ist (→ **Rotation um die Schlauchachse** ab Seite 101), musste dafür eine Ansteuerung realisiert werden. Ein Servoverstärker stand zur Verfügung, jedoch erlaubt dieser nicht den direkten Anschluss an den Computer.

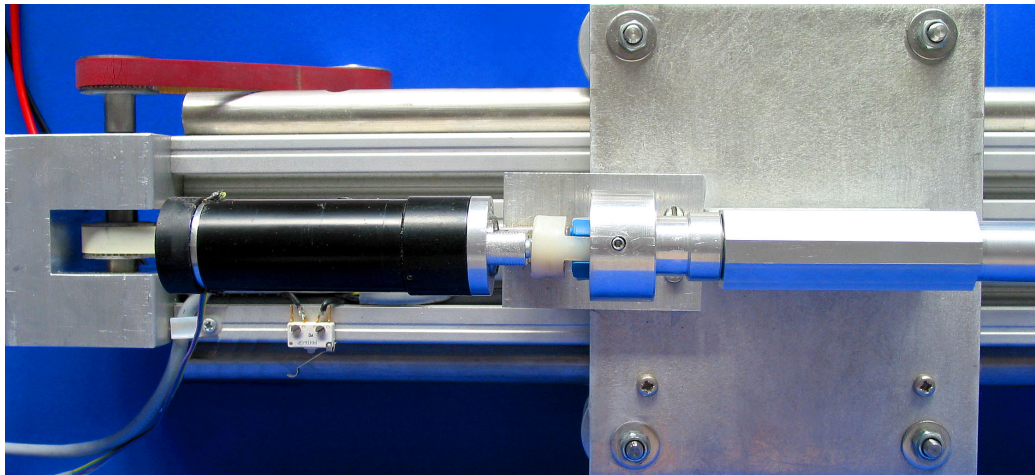


Abbildung 6.9: Für den neu entwickelten Antrieb der Rotation um die Schlauchachse ist eine Ansteuerung für Motor und Encoder erforderlich. Diese wird realisiert durch die Kombination des Servoverstärkers ADS 50/5 mit der neu entwickelten Schnittstellenkarte.

Vorschub

Für den alten Vorschubmotor standen sowohl ein Servoverstärker als auch eine spezielle Elektronik, um diesen an den Computer anzuschließen, zur Verfügung. Verschiedene Gründe führten jedoch zu der Entscheidung, den Motor mit zugehöriger Ansteuerung auszutauschen:

Der Vorschubmotor mit den dazugehörigen Komponenten (Transformator für den Motor, Servoverstärker und Schnittstellenkarte mit passendem Netzteil, das für die Kommunikation zwischen Computer und Servoverstärker zuständig ist) hat einen mobilen Einsatz aufgrund des Gewichts, des Volumens und der Komplexität der Verkabelung praktisch unmöglich gemacht. Auch das für die neuen Trainingsmöglichkeiten erforderliche präzise Anfahren bestimmter Punkte scheiterte,

da durch die ungünstige Übersetzung die Zielposition regelmäßig übersprungen wurde (→ **Kompakter und präziser Antrieb für den Vorschub** ab Seite 93).

Der Motor ist nur ein Grund für den Wechsel. Andere Gründe sind die Probleme, welche sich durch die Schnittstellenkarte ergaben: Sie funktioniert nur mit einem kurzen Kabel und erfordert eine aufwendig durchzuführende Abfolge von acht Schritten¹¹ für die Inbetriebnahme. Unter Windows wurde gemessen, dass über 50 % der Rechenzeit¹² nur für die Kommunikation über diese Karte verwendet werden. Für Linux ab Kernel 2.6 steht überhaupt kein Treiber mehr zur Verfügung (→ **Unterschiede zwischen Linux und Windows** ab Seite 126). Weder für Windows noch für Linux ist ein Update der Closed-Source Treiber durch den Entwickler¹³ geplant.

Da der neue Motor weniger elektrische Leistung benötigt und damit eine kleinere, kompaktere und kompatiblere Ansteuerung erlaubt, wird auch für diesen Motor die Ansteuerung über den Servoverstärker ADS 50/5 angestrebt.

6.2.3 Einheitliche Lösung Schnittstellenkarte/Servoverstärker

Einheitliche Ansteuerung für Vorschub und Rotation

Sowohl für den Motor der Rotation um die Schlauchachse als auch für den Vorschubmotor ergeben sich die gleichen Anforderungen. Daher soll die Kombination aus dem Servoverstärker ADS 50/5 der Firma Maxon und einer neu zu entwickelnden Schnittstellenkarte für beide Antriebe eingesetzt werden. Dieses einheitliche Vorgehen lässt einen geringeren Entwicklungs- und Wartungsaufwand, sowohl für die Hardware als auch für die Software, erwarten. Durch die Verwendung von Standardbauelementen bei der neuen Schnittstellenkarte und dem zuvor genannten Servoverstärker ist dies zudem eine kostengünstige Lösung.

¹¹Um die alte Schnittstellenkarte zu aktivieren, mussten in einer genau festgelegten Abfolge Aktionen, wie Kabel verbinden oder einen Taster drücken während ein Jumper zu ziehen ist, durchgeführt werden. Im Gegensatz zu dieser aufwändigen Inbetriebnahme sind die neuen Schnittstellenkarten benutzerfreundlich, denn sie erfordern keinerlei Aktionen durch den Anwender.

¹²Geringe Geschwindigkeitseinbußen können durch neue Funktionen der Software und der Ansteuerung von vier statt drei Motoren erklärt werden. Der Leistungseinbruch beruht jedoch eher auf Problemen des Treibers, die sich auf dem früher genutzten Rechner mit Dual-Prozessor von AMD weniger als auf dem jetzt eingesetzten Rechner mit Single-Prozessor von Intel auswirken.

¹³VRmagic: Eine Spin-off Firma des Lehrstuhls, welche einen Augenoperationssimulator baut.



Auswahl und Aufgabe des Servoverstärker ADS 50/5

Der Servoverstärker ADS 50/5 wurde passend zum Leistungsbedarf und Typ der Motoren des Vorschubs und der Schlauchdrehung ausgewählt. Günstig für weitere Entwicklungen ist dabei, dass damit alle Motoren und Verstärker von einem Hersteller sind. Desweiteren ist diese Wahl die mit Abstand kostengünstigste Lösung.

Aufgabe des Verstärkers ist es, in Abhängigkeit von der am Eingang anliegenden analogen Spannung (maximaler Bereich -10 V bis $+10\text{ V}$) den Strom und damit das Drehmoment des Motors zu regeln. Zur Generierung dieser Steuerspannung wird daher neben der Stromversorgung und dem Motor die im Folgenden betrachtete Schnittstellenkarte angeschlossen.

Aufgaben der Schnittstellenkarte

Die neue Schnittstellenkarte hat zwei Aufgaben zu erfüllen: Die Verbindung zwischen Computer und Motor herzustellen und in der anderen Richtung Signale des Encoders zum Computer zu leiten. Bei der Realisation ist darauf zu achten, dass diese Kommunikation schnell genug für die Echtzeit-Simulation ist.

Die erste Aufgabe besteht im Empfang der digitalen Daten des Computers über die serielle Schnittstelle und deren Transformation über einen D/A-Wandler¹⁴ in analoge Werte, welche über den Servoverstärker das Verhalten des Motors bestimmen.

Der Encoder des Motors kann nicht, wie vom Hersteller vorgesehen, durch den Servoverstärker ausgelesen werden, da diese Rückmeldung für die Geschwindigkeitskontrolle eines dynamisch laufenden Motors entwickelt wurde. Bei der Anwendung in einem Force-Feedback-Modul wird der Motor jedoch meist quasi-statisch betrieben, d. h. es gibt nur kleine Bewegungen.

Stattdessen kommt es auf die Kraft und die genaue Position des Motors an. Daher ist die Übertragung der exakten Winkelposition auf den Computer nötig, um dort innerhalb der Simulation weiterverarbeitet zu werden. Dementsprechend ist unter Umgehung des Servoverstärkers das Encodersignal direkt über die Schnittstellenkarte an den Computer weiterzuleiten.

¹⁴Ein Digital-Analog-Wandler erzeugt ein von digitalen Daten abhängiges analoges Signal. Diese auch integriert erhältliche Schaltung wurde hier mit vorhandenen Bauteilen realisiert.

6.2.4 Aufbau der Schnittstellenkarte

Die Basis der Schnittstellenkarte ist eine einlagige Platine, die über einen Stecker am Servoverstärker befestigt ist und darüber mit U_{ref} versorgt wird (→ Abb. 6.10). Eine der weiteren fünf elektrischen Verbindungen zum Servoverstärker bietet über einen Schalter eine Not-Aus-Funktion, die bei Betätigung den Motor sofort anhält.

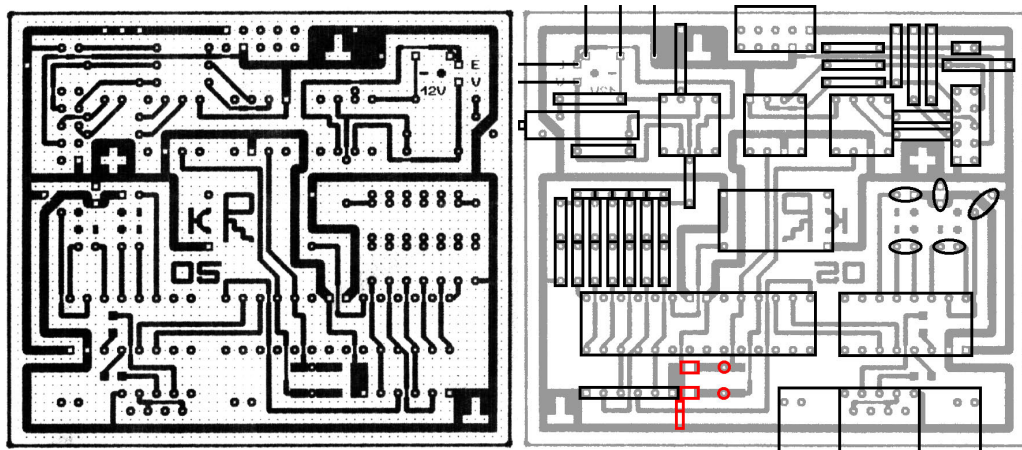


Abbildung 6.10: Das Layout der Platine und der dazugehörige Bestückungsplan für die Schnittstellenkarte. Diese verbindet Computer, Stromversorgung und Servoverstärker.

Der Digital-Analog-Wandler mit Verstärker

Der D/A-Wandler besteht aus einem über sechs Ausgänge des Microcontrollers angesteuerten Widerstandsnetzwerk und einem Umkehraddierer (→ Abb. 6.11).

Die Ausgangsspannung des Widerstandsnetzwerkes lässt sich mit der nachfolgenden Formel von Tietze und Schenk (2002) errechnen. Beim vorliegenden Fall ist $U_{ref} = 5 \text{ V}$, $R = 10 \text{ k}\Omega$, $R_L = 1 \text{ M}\Omega$, es gibt $n = 6$ Bits und $Z = 0 \dots 2^n - 1$:

$$U_a = \frac{U_{ref}}{2^n} \cdot \frac{R_L}{R + R_L} \cdot Z \quad (6.21)$$

$$\begin{aligned} U_a &= \frac{5 \text{ V}}{2^6} \cdot \frac{1 \text{ M}\Omega}{10 \text{ k}\Omega + 1 \text{ M}\Omega} \cdot [0 \dots 63] \\ &= 0,077351 \text{ V} \cdot [0 \dots 63] = 0 \dots 4,873 \text{ V} \end{aligned} \quad (6.22)$$



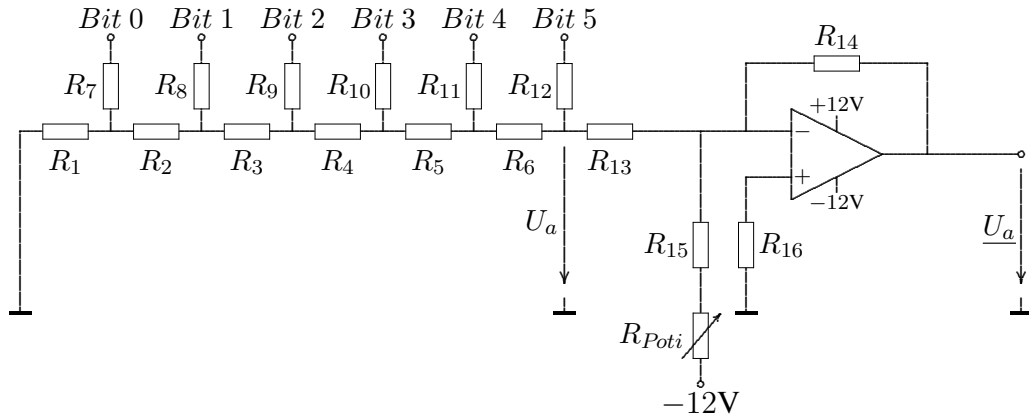


Abbildung 6.11: Der Schaltplan zeigt den 6-Bit D/A-Wandler mit nachfolgender invertierender Verstärkung und Symmetrisierung über einen Operationsverstärker. U_a ist die Ausgangsspannung des über den Microcontroller angesteuerten Widerstandsnetzwerkes. Die Ausgangsspannung \underline{U}_a des Summierverstäkers wird zum Servoverstärker geleitet.

Diese Spannung wird über einen Summierverstärker so verstärkt, dass ein für den Encoder verwertbarer Spannungsbereich erzielt wird. Für einen Umkehrdrierer mit beliebig vielen Eingängen gilt nach Gevatter (2000b) Folgendes:

$$\underline{U}_a = -R_F \sum_{\nu=1}^n I_{\nu} = -R_F \sum_{\nu=1}^n \frac{\underline{U}_{\nu}}{\nu R_{\nu}} \quad (6.23)$$

Im hier betrachteten Fall gibt es zwei Eingänge: Einen vom Widerstandsnetzwerk und einen weiteren, um dieses Signal zu symmetrisieren. Mit $n = 2$ und $R_F = R_{14}$ folgt:

$$\begin{aligned} \underline{U}_a &= -R_{14} \sum_{\nu=1}^2 \frac{\underline{U}_{\nu}}{R_{\nu}} \\ &= -R_{14} \left(\frac{\underline{U}_a}{R_{13}} + \frac{\underline{U}_b}{R_{15} + R_{Poti}} \right) \\ &= -2,2 \text{ M}\Omega \left(\frac{0 \dots 4,873 \text{ V}}{1 \text{ M}\Omega} + \frac{-12 \text{ V}}{4,7 \text{ M}\Omega + 0 \dots 5 \text{ M}\Omega} \right) \\ &= \begin{cases} -5,104 \dots 5,617 \text{ V} & \text{für } R_{Poti} = 0 \text{ M}\Omega \\ -7,999 \dots 2,722 \text{ V} & \text{für } R_{Poti} = 5 \text{ M}\Omega \end{cases} \end{aligned} \quad (6.24)$$

Aus dieser Rechnung wird ersichtlich, dass sich über den Spindelpotentiometer eine symmetrische Ausgangsspannung einstellen lässt. Der Bereich der Ausgangsspannung von \underline{U}_a wurde absichtlich etwas kleiner als der Eingangsspannungsbereich des Servoverstärkers gewählt, da einerseits $|U_{in}| = 10 \text{ V}$ nicht überschritten werden darf, andererseits eine etwas zu geringe Amplitude durch eine Einstellung am Servoverstärker angehoben werden kann.

Als Operationsverstärker wird der TL081¹⁵ eingesetzt, der sich durch einen hochohmigen J-FET Eingang, einen geringen Temperaturkoeffizienten und eine für diese Preisklasse hohe Slew-Rate auszeichnet (vgl. STMicroelectronics 2001).

Eine Filterung erfolgt nicht, da hochfrequente Teile des Ausgangssignales (Oberschwingungen) wegen der Trägheit des Motors keine Auswirkungen haben.

Der RISC-Microcontroller AT90S4433

Die Auswertung der Signale des Encoders ist eine der Aufgaben des zur zentralen Verwaltung der ein- und ausgehenden Daten eingesetzten Microcontrollers. Dieser wurde nach Preis, Leistungsverhalten und Leistungsbedarf ausgewählt.

Für den frei programmierbaren Microcontroller AT90S4433 des Herstellers Atmel (2006) spricht neben der guten Verfügbarkeit des Bauteils, der Tools und der Software auch der günstige Preis und die AVR-Architektur:

Bei einem Vergleich der vom Mitbewerber Maxim Integrated Products und Dallas Semiconductor (2004a, b) neu eingeführten MAXQ-Architektur mit den verbreiteten Architekturen MSP 430, PIC und AVR, sind die Ergebnisse bei den traditionellen Microcontrollern für die AVR's meist am besten. Dies gilt u. a. für die Codedichte, die Ausführungsgeschwindigkeit und auch beim Vergleich der Vor- und Nachteile der verschiedenen Befehlssätze.

Speziell für die vorliegenden Anforderungen ist der Einsatz des Low-Power AVR 8-Bit RISC¹⁶-Controllers günstig, denn seine Betriebsspannung entspricht

¹⁵Sowohl hier als auch zwei mal für den Line-Receiver wird der Operationsverstärker TL081 eingesetzt. Er hat folgende technische Daten: Slew-Rate = $13 \text{ V}/\mu\text{s}$, $r_e = 10^6 \text{ M}\Omega$, $V_0 = 100\,000$, $i_{A, \max} = 25 \text{ mA}$ und $U_{S, \max} = \pm 18 \text{ V}$ (vgl. Mechelke 1989).

¹⁶Reduced Instruction Set Computing: Ein RISC-Befehlssatz verzichtet konsequent auf komplexe Befehle, wodurch die Ausführung durch den Rechner einfacher und dadurch schneller erfolgen kann. Die Aufeinanderfolge kurzer Befehle ist insbesondere dann günstiger, wenn – wie im hier vorliegenden Fall durch Encodersignale – schnell auf Interrupts zu reagieren ist.



den über Servoverstärker vorhandenen 5 V, Daten- und nicht flüchtiger Programm-Speicher¹⁷ sind ausreichend und er besitzt einen programmierbaren UART¹⁸, der für die nachfolgend beschriebene Kommunikation wichtig ist.

Entsprechend der Anwendung und dem ausgewählten Microcontroller wurde die Software in Assembler geschrieben. Diese Sprache ist für die vorliegende Aufgabe ideal, da ein hardwarenahes Programmieren mit vielfältigen Zugriffen auf die Register bei definiertem Zeitverhalten erforderlich ist (vgl. Atmel 1998). Des Weiteren wird dabei der knappe Speicher gut genutzt und eine optimale Performance bei der Programmausführung erzielt.

Für die Kompilierung wurde der Tavrasm Assembler (2007) bzw. der AVR Assembler (2007) eingesetzt. Der kompilierte Maschinencode wurde mit Hilfe eines Programmes von Lanconelli (2007) und eines nach Milde (2007) gebauten Programmieradapters in den Prozessor geladen.

Der serielle Port

Da die Ansteuerung der Handräder über serielle Schnittstelle vorgegeben ist, bietet sich für eine einheitliche Lösung an, den gleichen Anschluss auch für den Vorschub und für die Rotation um die Schlauchachse zu nutzen. Neben hoher Störsicherheit durch große Pegelunterschiede und den geringen Kosten spricht für die RS-232C Schnittstelle, dass sie „weltweit verbreitet zum Anschluß von Endgeräten ... im Umfeld von Personalcomputern/Industrie-PCs, SPS u. ä. [ist] ... Für diese erdunsymmetrische^[19] Schnittstelle sind als Logikpegel definiert:

- Logisch 0: $+3\text{ V} < U < +15\text{ V}$
- Logisch 1: $-15\text{ V} < U < -3\text{ V}$ “ (Gevatter 2000b)

¹⁷Daten- und nicht flüchtiger Programm-Speicher: 32×8 allgemeine Arbeitsregister, 4 KBytes programmierbares Flash, 128 Bytes SRAM, 256 Bytes programmierbares EEPROM

¹⁸Aufgabe des UART (Universal Asynchronous Rceiver Transmitter) ist, einen seriellen digitalen Datenstrom mit einem fixen Rahmen aufzubauen. Im vorliegenden Fall besteht dieser aus einem Startbit, acht Datenbits und einem Stoppbit. Das UART dient sowohl zum Senden als auch zum Empfangen von Daten – mit Hilfe eines USB/Seriell-Wandlers auch über USB.

¹⁹Bei der unsymmetrischen Leitungsführung wird nur eine Ader verwendet. Als Rückleitung dient die Abschirmung der Leitung oder eine andere Masseverbindung zwischen den Geräten.

Um diesen Pegel zu den 5 V-Signalen des Microcontrollers kompatibel zu machen, wird als Pegelkonverter der MAX 232 eingesetzt: „Die MAX 220–MAX 249 Familie von Line-Driver/Receiver ist für alle EIA/TIA-232E^[20] und V.28/V.24^[21] Kommunikations-Schnittstellen gedacht, besonders für Anwendungen, bei denen die ± 12 V nicht vorhanden sind“ (Maxim Integrated Products 2006). Über diesen IC erfolgt die bidirektionale Kommunikation zwischen Microcontroller und PC.

Beim eingesetzten Microcontroller ist ein ganzzahliger Quotient zwischen seiner Taktfrequenz und der 16-fachen Geschwindigkeit von der seriellen Schnittstelle erforderlich. Daher wurde für die Taktung des Microcontrollers ein Quarzoszillator mit 7,3728 MHz gewählt. Diese etwas unter der maximal erlaubten Frequenz von 8 MHz liegende Wahl ermöglicht die höchste am PC erreichbare, genormte Übertragungsrate der seriellen Schnittstelle. Dabei ist der Quotient $Q = 4$ und die Baudrate errechnet sich folgendermaßen (vgl. Atmel 2003):

$$\begin{aligned} \text{Baudrate} &= \frac{f_{\text{Microcontroller}}}{16 \cdot Q} \\ &= \frac{7\,372\,800 \text{ Hz}}{16 \cdot 4} = 115\,200 \frac{\text{Bits}}{\text{s}} \end{aligned} \quad (6.25)$$

Die Übertragung eines Bytes besteht aus einem Startbit, acht Datenbits und einem Stopbit. Daraus ergibt sich folgende Byterate:

$$\text{Byterate} = \frac{115\,200 \frac{\text{Bits}}{\text{s}}}{1 + 8 + 1} = 11\,520 \frac{\text{Byte}}{\text{s}} \quad (6.26)$$

Da die Übertragung der Information vom Computer auf den Motor nur ein Byte benötigt, kann dies bis zu 11 520 mal pro Sekunde erfolgen.

In die entgegengesetzte Richtung wird die Position des Motors übertragen. Da dies drei Bytes erfordert (zwei Bytes Position, ein Byte Trennungszeichen), kann der Transfer über die serielle Schnittstelle maximal 3 840 mal in einer Sekunde erfolgen. Diese Geschwindigkeit ist unabhängig von der Positionsbestimmung über den Encoder, da die Position im Microcontroller zwischengespeichert wird.

²⁰EIA/TIA-232-E (1991) ist durch die vergleichbare, neuere Norm TIA-232-F (1997) obsolet.

²¹Die Empfehlung V.24 der ITU-T (International Telecommunication Union – Telecommunication Standardization Sector) ist in Deutschland durch DIN 66 020–1 (1999) und DIN 66 020–2 (1982) genormt und entspricht weitgehend der seriellen Schnittstelle RS-232C.



Der Line-Receiver

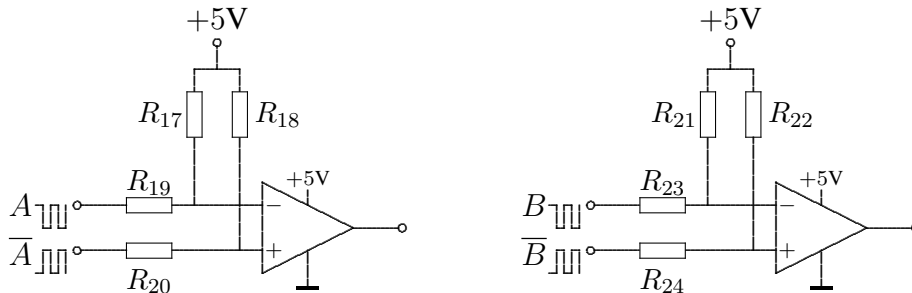


Abbildung 6.12: Der Schaltplan zeigt den Line-Receiver für den Empfang der Komplementärsignale der beiden phasenverschobenen Kanäle A und B vom Encoder des Motors.

Für die Weiterverarbeitung im Microcontroller werden vom Encoder Rechtecksignale geliefert. Wegen der Resistenz gegenüber elektromagnetischen Störsignalen ist bei Positioniersteuerungen die Übertragung nach dem differenziell arbeitenden Recommended Standard 422 (RS-422) empfehlenswert. Bei dieser leitungsgebundenen seriellen Datenübertragung, aktuell nach TIA-422-B (1994) genormt, überträgt der Encoder über einen Line-Driver das Signal normal *und* invertiert, um durch Gleichtaktunterdrückung symmetrische Störungen auszufiltern.

Für das Dedektieren der Komplementärsignale ist daher eine Differenzverstärkung erforderlich. Sie erfolgt über einen Line-Receiver, der entweder durch einen speziellen IC²² oder – wie bei der vorliegenden Elektronik – mit Hilfe eines günstiger erhältlichen Operationsverstärker realisiert werden kann (→ Abb. 6.12).

Der Operationsverstärker wird mit einer unsymmetrischen Speisespannung versorgt. Am Eingang dienen R_{17} und R_{18} bzw. R_{21} und R_{22} als Pullup-Widerstände. Der Ausgang befindet sich durch die hohe Verstärkung praktisch immer in der Sättigung. Unter Berücksichtigung des Schwellwertes von $\leq 1\text{ V}$ beträgt die Ausgangsspannung daher entweder $\leq 1\text{ V}$ bzw. $\geq 4\text{ V}$ und ist so mit den 5 V-CMOS-Pegeln ($< 1,5\text{ V}$ bzw. $> 3,5\text{ V}$) des Microcontrollers kompatibel.

Der Encoder liefert zwei phasenverschobene Rechtecksignale. Durch die Auswertung der dabei auftretenden Signalfanken ergibt sich im Bezug auf die Impulszahl des Encoders eine vierfach höhere Positioniergenauigkeit (→ Abb. 6.13).

²²Line-Receiver ICs sind z. B. der MC 3486, der SN 75 175 oder der AM 26 LS 32.

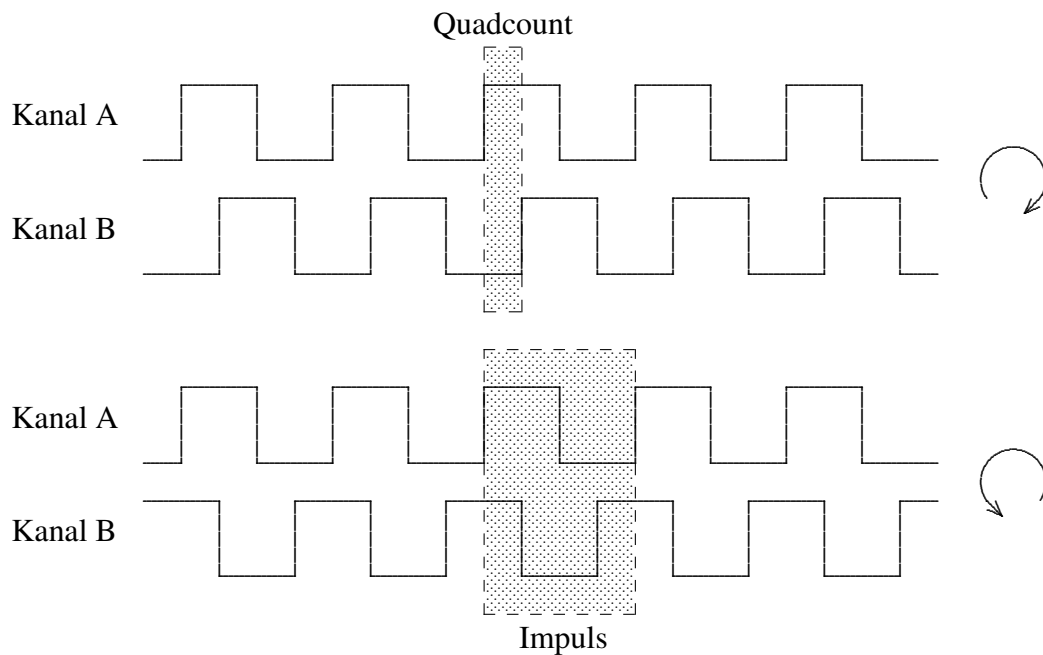


Abbildung 6.13: Verlauf der Signale eines Encoders: Die Signale der Kanäle A und B sind zueinander um 90° verschoben. Aus der Richtung dieser Verschiebung ergibt sich die Drehrichtung des Motors. Da einzelne Quadcounts dedektiert werden können, ist die Bestimmung der Position viermal so genau wie die Anzahl der Impulse pro Umdrehung.

Die Auswertung erfolgt, indem die Signalfanken Interrupts des Microcontrollers auslösen. Durch Betrachten der dabei maximal abzuarbeitenden Befehle und der maximalen Anzahl an benötigten Takten (vgl. Atmel 2003) ist eine Abschätzung der erreichbaren Drehgeschwindigkeit möglich. Da eine Taktfrequenz von 7,3728 MHz vorliegt, maximal 16 Takte für das Auswerten eines Interrupts nötig sind, pro Umdrehung des Motors 2000 solche Wechsel auftreten ($Flanken = 4 \cdot 500$) und das Getriebe ein Untersetzungsverhältnis von $i = 4,8 : 1$ besitzt, ergibt sich als maximal dedektierbare Drehzahl am Ausgang Folgendes:

$$\begin{aligned}
 n_{max} &\geq \frac{f_{Microcontroller}}{Takte_{max} \cdot Flanken \cdot i} \\
 &\geq \frac{7\,372\,800 \text{ Hz}}{16 \cdot 2\,000 \cdot 4,8} = 48 \text{ s}^{-1}
 \end{aligned}
 \tag{6.27}$$

Die korrekte Positionsbestimmung ist sichergestellt, da dieser Wert viel größer als die maximal bei Vorschub bzw. bei Rotation auftretende Geschwindigkeit ist.



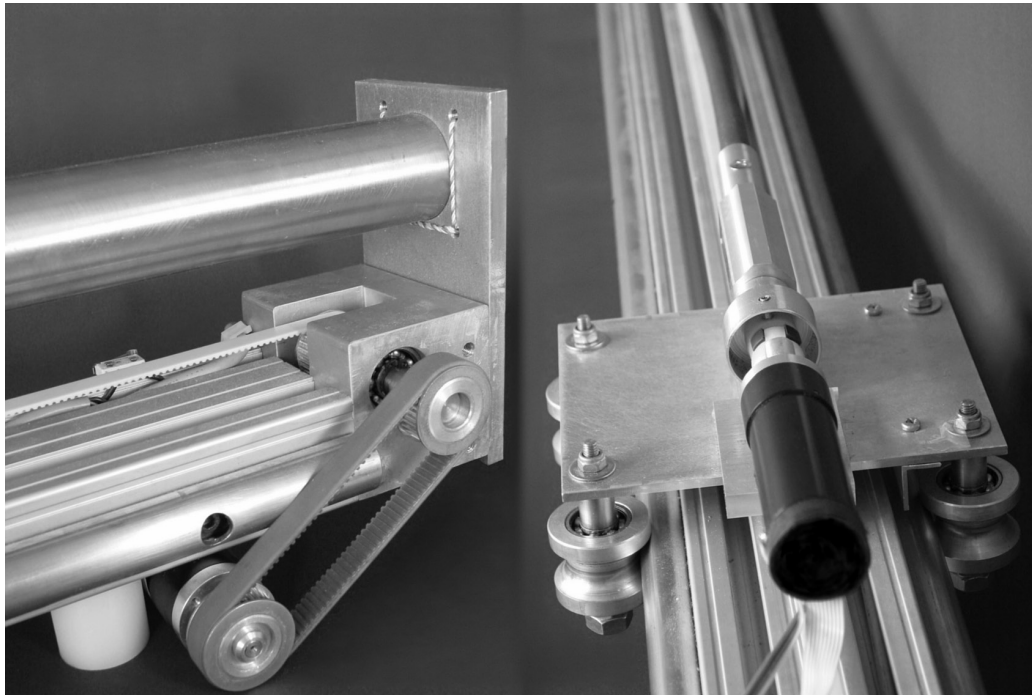


Abbildung 6.14: Sowohl der Motor für den Vorschub als auch der für die Rotation sind über die neu entwickelte Schnittstellenkarte bidirektional mit dem Computer verbunden.

6.2.5 Einsatz der Schnittstellenkarte

Bei beiden Force-Feedback-Modulen wurden die Komponenten Motor, Servoverstärker und Schnittstellenkarte elektrisch verbunden und dann an die gemeinsam verwendeten Teile – Stromversorgung und Personalcomputer – angeschlossen.

Das Resultat ist eine einheitliche, kostengünstige Lösung. Für den mobilen Einsatz ist von Vorteil, dass der gesamte für den Vorschub nötige Aufbau nun viel kompakter ist; des Weiteren, dass die Verkabelung einfacher und übersichtlicher geworden ist und sich das Gesamtgewicht der für den Vorschubantrieb eingesetzten Teile von 15 kg auf 0,75 kg reduziert hat.

Die Positionsbestimmung über die Signale des Encoders erfolgt sicher und das Übertragen der Daten in beiden Richtungen geschieht so schnell, dass es nur durch die Leistung des Computers begrenzt ist. Mit passender Software erfolgt die Ansteuerung über den Computer für beide Antriebe einheitlich und unabhängig vom Betriebssystem mit geringem Ressourcenverbrauch.

6.3 Software

In diesem Abschnitt wird die Umsetzung wichtiger Änderungen und Erweiterungen der Software dargestellt. Auf detaillierte Beschreibungen des Programmierens wird verzichtet, da dabei weitgehend die üblichen Programmiermethoden des objektorientierten Programmierens in C++ eingesetzt wurden (vgl. Stroustrup 2000).

Stattdessen wird der Schwerpunkt auf die prinzipielle Vorgehensweise gelegt: Es wird beschrieben, wie Instabilitäten und Inkompatibilitäten bekämpft wurden, welche Einstellungs- und Kontrollmöglichkeiten dazu kamen und wie die Ein- und Ausgabemöglichkeiten für die neuen Trainingsmöglichkeiten erweitert wurden. Spezielle Berechnungen für die neuen Funktionalitäten werden an entsprechender Stelle in den folgenden Kapiteln dargelegt.

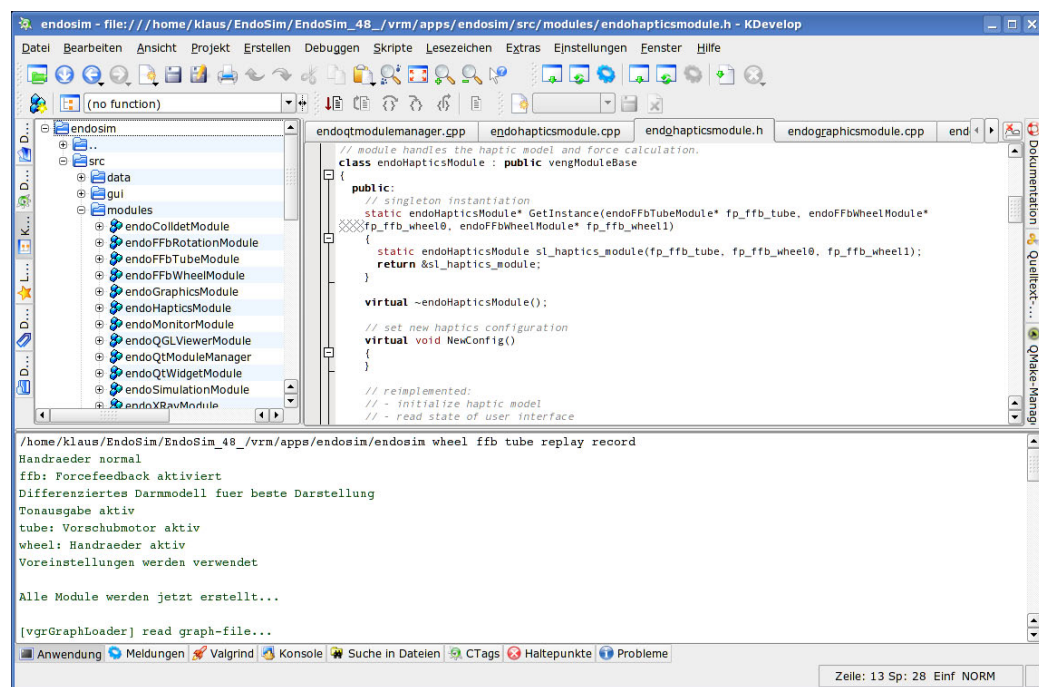


Abbildung 6.15: Über die Konsole werden während des Betriebs Meldungen ausgegeben: Beim Start über die gewählten Einstellungen und Ergebnisse des Hardwaretests, im laufenden Betrieb über wichtige Ereignisse der Simulation, der Grafik und der Haptik.



6.3.1 Erweiterte Einstell- und Kontrollmöglichkeiten

Initialisierungsfile

Über das Initialisierungsfile lassen sich selten zu ändernde Parameter bezüglich Grafik, Darmmodell und Koloskopgeometrie einstellen. Da Änderungen von Einstellungen regelmäßig zu Programmabstürzen führten, wurden die Routinen zum Einlesen und Abspeichern komplett neu geschrieben.

Falls dieses Einstellungsfile beim Programmstart nicht zur Verfügung steht, werden jetzt Voreinstellungen – die einer üblichen Anwendung entsprechen – verwendet. Beim Beenden des Programmes werden geänderte Werte in das Initialisierungsfile übernommen, so dass sie beim nächsten Programmstart wieder zur Verfügung stehen.

Module über Startparameter deaktivieren

Zusätzlich können jetzt über Parameter, die beim Start des Programmes übergeben werden, verschiedene Einstellungen vorgenommen werden. So sind einzelne Module zu Testzwecken an- und abschaltbar (→ **Softwaremodule** ab Seite 201).

Beispielsweise kann das Deaktivieren der Haptik interessant sein, um zu überprüfen, ob sich auch ohne diese ein Lernfortschritt einstellt oder ob das Force-Feedback essentiell ist. Auch das Abschalten des Röntgenbildes kann sinnvoll sein: So lässt sich testen, ob ein Trainierender ohne dieses Hilfsmittel, welches in der Praxis den Patienten mit Strahlen belastet, auskommt.

Zur Kontrolle wird sofort nach dem Start über Konsole bestätigt, dass alle Module aktiviert sind oder es wird eine Liste der deaktivierten Module ausgegeben („Module mit Ausnahme des ...-Moduls, ..., ... werden erstellt.“).

Einstellungen über Startparameter

Weitere Einstellmöglichkeiten erlauben es schnell und unkompliziert zwischen Eigenschaften der Haptik, der Grafik, der Akustik und des Ablaufs zu wechseln. So kann beispielsweise mit einer Aufnahme von Bewegungen begonnen werden, um eine Bewegungsabfolge für den Wiedergabemodus bereitzustellen.

Verbesserung der Rückmeldungen über Konsole

Die Ausgaben, welche zu Beginn und während des Betriebs von *EndoSim* über die Konsole ausgegeben werden, wurden erweitert und präzisiert (→ Abb. 6.15).

6.3.2 Grafische Benutzeroberfläche

Die grafische Benutzeroberfläche, auch grafische Benutzerschnittstelle oder GUI (Graphical User Interface) genannt, wurde übersichtlicher gestaltet und den neuen Anforderungen entsprechend um einige Elemente erweitert (→ Abb. 6.16).

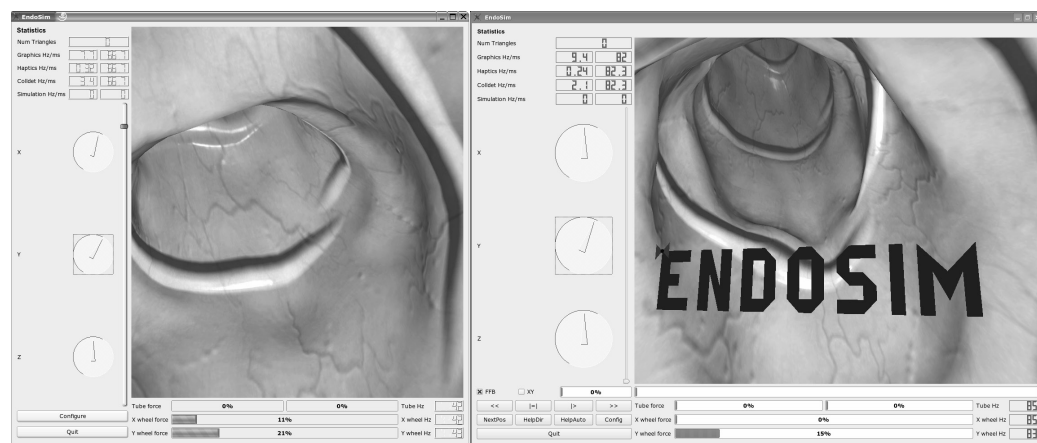


Abbildung 6.16: Links die alte, rechts die neue grafische Benutzeroberfläche: Neu sind Einblendungen u. a. von Schriftzügen in das Bild. Auf dem Rahmen ist die Anzeige der Zahlen deutlicher und die runden Regler sind größer und damit besser einstellbar geworden. Über die drei runden und den linearen Regler lässt sich nach Aktivierung des Positioniermodus die Haptik beliebig bewegen. Für die neuen Trainingsmöglichkeiten wurde die Anzahl der Knöpfe von zwei auf elf erhöht. Zu den vier kraftanzeigenden Balken ist einer zur Anzeige der Gesamtkraft bzw. des Abstandes bei der Positionierung und ein weiterer, der die Position bei Wiedergabe anzeigt, hinzugekommen.

Bild und Rahmen

Die grafische Benutzeroberfläche lässt sich in *Bild* – d. h. den Bereich, in dem der Blick durch das Endoskop bzw. auf einen Videomonitor simuliert wird – und *Rahmen* – d. h. den Bereich, in dem der Status der laufenden Simulation abgelesen werden kann und in dem Einstellungen vorgenommen werden können – aufteilen.



Bild mit Einblendungen

Die Ausgabe im Bereich des Bildes erfolgt plattformunabhängig über OpenGL (Open Graphics Library) – die im professionellen Bereich führende Grafikbibliothek zur Darstellung von dreidimensionalen Objekten. Da die Berechnungen dabei größtenteils auf die Grafikkarte verlagert werden, wird viel der beschränkten Rechenleistung des Computers eingespart (vgl. Shreiner et al. 2007).

Unverändert ist die Anzeige der simulierten Oberfläche des Darmes mit den dabei auftretenden Glanzeffekten (vgl. Sichler 2002). Neu dazugekommen sind die folgenden Einblendungen: Informative Schriftzüge beim Programmstart (→ **Komfortabler Start des Gerätes** ab Seite 134) und die Richtungsanzeige beim Aufruf der Hilfe (→ **Automatische Anleitung und Führung** ab Seite 171).

Rahmen als Schnittstelle zum Anwender

Über den Rahmen werden sowohl Informationen angezeigt (über Balkenanzeigen und numerische Anzeigen) als auch Einstellungen vorgenommen (über Knöpfe und Kontrollkästchen). Für die neuen Trainingsmöglichkeiten durch die Leit- und Führungssysteme sind einige weitere Einstellmöglichkeiten dazugekommen, insbesondere die Steuermöglichkeiten für das Führen von Anfängern (→ **Führung anhand professioneller Vorgaben** ab Seite 160). Zusätzliche Informationen helfen sowohl hierbei als auch bei der Durchführung der Untersuchung mit aktivem Force-Feedback (→ **Informationen während der Untersuchung** ab Seite 136).

6.3.3 Unterschiede zwischen Linux und Windows

Die für *EndoSim* eingesetzte Software wurde von vornherein betriebssystemunabhängig angelegt. Da eine Zeit lang – bevor das Projekt übernommen wurde – nur unter Windows entwickelt wurde, stellten sich bei den ersten Versuchen mit Linux einige größere Probleme heraus. Daher sollen im Folgenden neben den Vorteilen der Entwicklung auf mehreren Plattformen die dabei auftretenden Schwierigkeiten und deren Lösung betrachtet werden.

Vorteile der Multiplattformentwicklung

Die Ausführbarkeit eines Programmes auf mehreren Plattformen ist für den Anwender von Vorteil, denn er erhält eine größere Unabhängigkeit und damit eine größere Zukunftssicherheit, da bei ungünstiger Entwicklung eines zugrundeliegenden Betriebssystems leicht auf ein anderes ausgewichen werden kann.

Auch bei der Programmentwicklung ergeben sich Vorteile: Die Software wird automatisch mit verschiedenen Compilern unter verschiedenen Betriebssystemen getestet. „Das hilft Entwicklern eine Menge Programmierfehler zu erkennen, die möglicherweise sonst unentdeckt geblieben wären.“ (Logan 2008)

Dies wurde genutzt, um Schwachstellen der Software zu bekämpfen und viele verschiedene Optimierungen vorzunehmen. Insbesondere das Lösen der Probleme mit Threads²³ und die Reduktion der Ursachen von Compiler-Warnings um mehr als 1000 resultieren in einer hohen Stabilität der Software.

Problematische Inkonsistenzen bei der Groß- und Kleinschreibung im Sourcecode wurden durch das case-sensitive Dateisystem von Linux aufgedeckt und durch Einführung eines einheitlichen Schemas gelöst, das sowohl beim bestehenden als auch beim neuentwickelten Programmcode angewandt wurde.

Systemunabhängigkeit sicherstellen

Durch Beschränkung auf den genormten Befehlssatz von C++ (vgl. Stroustrup 2000) und den Einsatz der Klassenbibliothek Qt von Trolltech (vgl. Blanchette und Summerfield 2004) wird prinzipiell Systemunabhängigkeit erreicht. Getestet wurde die korrekte Ausführung der Software sowohl unter Windows XP, als auch unter SUSE Linux.

Logan (2008) empfiehlt, soviel Code wie möglich gemeinsam zu verwenden. Falls dies nicht möglich ist, soll der Code abstrahiert werden und ein gemeinsames Interface angeboten werden. Sowohl im vorhandenen Source-Code als auch bei der Weiterentwicklung gab es einige solcher kritischer Stellen. Im Folgenden wird beschrieben, wie dabei entsprechend dieser Empfehlung vorgegangen wurde, um die Unabhängigkeit vom Betriebssystem zu gewährleisten.

²³In der Informatik sind Threads Ausführungsstränge, die quasi parallel ausgeführt werden können. Selten werden auch deutsche Bezeichnungen wie „Aktivitätsträger“ oder „Faden“ verwendet.



Ansteuerung der Schnittstellenkarte

Im Dezember 2003 wurde der Linux Kernel 2.6 offiziell als Nachfolger des 2.4er Kernels freigegeben. Die neue Version wurde zügig von den verschiedenen Distributionen übernommen und ist damit heute Standard. Für die Verwendung des 2.6er Kernels spricht – neben den vielen technischen Vorteilen – dass mit einer langen Laufzeit gerechnet werden kann, denn „Im Sommer 2004 . . . wurde auf einem nicht öffentlichen jährlichen Linux Kernel Developers Summit entschieden, die Entwicklung der 2.6er Kernel weiterzuführen, ohne eine 2.7er Development-Serie in der näheren Zukunft ins Leben zu rufen. Diese Entscheidung wurde getroffen, da der 2.6er Kernel sehr gut aufgenommen wurde, er generell als sehr stabil betrachtet wird und sich kein Bedarf für Features abzeichnet, die ein exzessives Umschreiben des Kernels erfordern würden.“ (Love 2005)

Um *EndoSim* mit allen aktuellen Linux-Distributionen, die neben dem 2.6er-Kernel noch viele weitere Vorteile bieten, einsetzen zu können, musste jedoch eine Lösung für die Ansteuerung des Vorschubmotors gefunden werden. Für die vorhandene Elektronik stand nur ein proprietärer Treiber für alte 2.4er-Kernel-Versionen zur Verfügung. Aufgrund dieses und vieler weiterer Probleme wurde daher eine neue Ansteuerung entwickelt (→ **Probleme der Ansteuerung** ab Seite 111).

Beispielhaft soll die Vorgehensweise zur Lösung von Kompatibilitätsproblemen am vorliegenden Fall genauer betrachtet werden, da auch in den beiden nachfolgenden Spezialfällen analog dazu vorgegangen wurde.

Für die Ansteuerung der seriellen Schnittstellenkarten wurde eine Klasse für die Kommunikation in zwei Versionen geschrieben. Deren Interface ist identisch, so dass das Öffnen der Verbindung, das Senden und Empfangen von Daten und das Schließen der Verbindung aus dem gesamten Programm mit einheitlichen Befehlen erfolgen kann.

Beim Übersetzen wird über die Einstellungen im Makefile je nach Betriebssystem die richtige Version der Klasse ausgewählt. Durch diese Kapselung ergibt sich der Vorteil, dass für die Kommunikation über die neue Schnittstellenkarte – abgesehen von dieser einen Klasse – keinerlei betriebssystemabhängige Unterscheidungen vorzunehmen sind.

Neben dem obligaten Konstruktor und Destruktor stellt das Interface der Kommunikationsklasse Methoden für die zuvor genannten vier Aufgaben zur Verfügung. Deren Deklarationen im Header-File zeigt folgender Programmausschnitt:

```
...
int Open(int port, int baudrate);
int Position(int* x, int* y, int* xplus, int* yplus, ...);
int Output(unsigned char* bytes, int anz);
int Close();
...
```

Die Implementierung für Linux erfolgt – wie bei Unix-Systemen üblich – über POSIX²⁴ (vgl. Gulbins und Obermayr 1995; Kutti 2002): Zuerst wird die serielle Schnittstelle als Gerät (`/dev/ttyS...`) geöffnet, dann über das POSIX Terminal Interface als File beschrieben bzw. gelesen und zum Schluss wieder geschlossen.

Bei 32-Bit-Applikationen werden auch bei Windows die seriellen Kommunikations-Ports mit Dateien assoziiert. Der Zugriff auf die serielle Schnittstelle wird jedoch mit einem anders aufgebauten File-API abgehandelt (vgl. Petzold 1998). Vereinfacht dargestellt ergibt sich folgender Ablauf: Mit `handle = CreateFile(...)` wird der Port geöffnet, `WriteFile(handle, ...)` schreibt, `ReadFile(handle, ...)` liest und mit `CloseHandle(handle);` wird die Verbindung wieder geschlossen.

Für beide Implementierungen gilt, dass mit dem Öffnen der Verbindung Einstellungen wie die Baudrate (über den Aufruf `Open(...)`; einstellbar) oder die Verwendung von einem Stoppbit (durch Kommunikationsklasse fixiert) vorgenommen werden. Des Weiteren gilt, dass durch diese Klassen die Kommunikation in beide Richtungen vollständig übernommen wird. So wird das korrekte Zusammensetzen der empfangenen Bytes zu einem Positionswert übernommen und das unterschiedliche Verhalten der Betriebssysteme beim Lesen ausgeglichen.

Tests mit der neuen Ansteuerung auf einem Single-Chip-Prozessor ergaben, dass die Belastung von vorher ca. 50 % der Rechenzeit für den Vorschubmotor unter Windows auf jetzt weniger als 1 % gesunken ist. Diese geringe Belastung gilt jetzt jeweils für beide Motoren und unter beiden getesteten Betriebssystemen.

²⁴Das Portable Operating System Interface ist eine international als ISO/IEC 9945-2 (2003) genormte Schnittstellendefinition. Die neuste Normung (IEEE 1003.1 2004) entspricht den Basis-spezifikationen, Ausgabe 6 von „The Open Group“. Aufgabe dieser Standards ist, die Portabilität von Applikationen auf verschiedenen POSIX-Betriebssystem sicherzustellen.



Ansteuerung der Handräder jetzt betriebssystemunabhängig

Da für das MipBus-Protokoll (siehe Maxon Motor 2001) kein Linux-Treiber vorliegt, wurde die Ansteuerung auf den ASCII²⁵-Modus geändert. Alle Befehle für den Servoverstärker – zur Positionierung bzw. zur variablen Kraftgenerierung – sind vorhanden, so dass sich funktionell dadurch kein Unterschied ergibt.

Tonausgabe

Wie im sonstigen Programm wurde auch bei der Tonausgabe versucht, möglichst plattformübergreifend zu programmieren. Dies ließ sich jedoch auf den vorgegebenen Plattformen nur durch getrennten Code für die Tonausgabe erreichen.

Die Tonausgabe unter Windows erfolgt wie bei allen anderen Ein-/Ausgaben über die entsprechende Klasse aus der Klassenbibliothek Qt. Die für die Tonausgabe zuständige Klasse wird mit `#include <qsound.h>` eingebunden. Es gibt zwei Möglichkeiten der Tonwiedergabe. Bei der ersten werden die einzelnen Tonfiles zuerst im Konstruktor zugewiesen:

```
...
QSound scream0("sound/Sound0.wav");
QSound scream1("sound/Sound1.wav");
QSound scream2("sound/Sound2.wav");
...
```

An passender Stelle wird der Ton durch folgenden Befehl ausgegeben:

```
...
scream0.play();
...
```

Dieses Verfahren hat den Vorteil, dass die Ton-Files beim Programmstart geladen und bei Bedarf ohne Verzögerung ausgegeben werden. Der Nachteil ist, dass Hauptspeicher verbraucht wird. Für die elf regelmäßig benutzten Tondateien ist das nicht von Bedeutung, da sie insgesamt nur 2,9 MB groß sind.

²⁵ASCII: American Standard Code for Information Interchange (= IA5 in ISO/IEC 646 1991).

Da die QSound-Klasse unter Linux nur auf das *Network Audio System* (NAS) zugreift, statt das bessere und bei aktuellen Distributionen standardmäßig eingesetzte *Advanced Linux Sound Architecture* (ALSA) zu verwenden, wurde hier abweichend vorgegangen:

Es wird der Befehl `system(const char *command)` aus der `<stdlib.h>` eingesetzt, welcher ein Kommando ausführt. An entsprechender Stelle wird der Klang damit beispielsweise folgendermaßen ausgegeben²⁶:

```
...
system ("aplay sound/Sound0.wav &");
...
```

6.3.4 Resultat

Bis auf die Ansteuerung der vier Force-Feedback-Geräte und die Ausgabe des Klanges, deren Code abstrahiert und durch ein gemeinsames Interface angeboten wird, konnte die Software plattformunabhängig geschrieben werden. So überwiegen die eingangs erwähnten Vorteile gegenüber dem Nachteil des partiellen Mehraufwandes.

Mit den Methoden des objektorientierten Programmierens konnten die neuen Anforderungen an die Kommunikation, die Grafik und die Akustik umgesetzt werden. Das Ergebnis der Änderungen ist eine funktionell erweiterte Software, die jetzt sowohl unter Windows als auch unter Linux stabil läuft.

²⁶Das angehängte „&“ sorgt dafür, dass der Befehl im Hintergrund ausgeführt wird. So wird erreicht, dass während der Tonausgabe die Simulation ungestört weiterläuft.



Kapitel 7

Funktionen für Komfort und Evaluation

Alles Wissen stammt aus der Erfahrung.

[Immanuel Kant (1901), deutscher Philosoph]

Hier werden die Merkmale von *EndoSim* aufgezeigt, die für den Komfort bei der Benutzung sorgen: Von den ersten Ausgaben über Konsole über die Einstellmöglichkeiten und Informationen während der Benutzung bis zur abschließenden Ausgabe von Daten, welche der Evaluation der Leistung dienen.

7.1 Komfortabler Start des Gerätes

Beim Aufruf des Programmes können nach Bedarf Parameter übergeben werden. Darauf erfolgt der Start von *EndoSim* in zwei Stufen:

Die ersten Aktionen finden von Meldungen begleitet statt, die über Konsole ausgegeben werden. Kurz darauf wird die grafische Benutzeroberfläche gestartet, auf der weitere Informationen in Abhängigkeit von den Voreinstellungen bzw. dem Initialisierungsfile und den zu Beginn übergebenen Startparametern erfolgen.

7.1.1 Ausgaben über Konsole bis zum Kalibrieren

Grundeinstellungen und Softwaremodule

Direkt nach Programmstart wird auf der Konsole in Textform über Einstellungen durch Startparameter informiert. Dann wird ausgegeben, ob die Grundeinstellungen durch das Initialisierungsfile oder anhand der Voreinstellungen erfolgen. Darauf folgt entweder „Alle Module werden jetzt erstellt“ oder es wird eine Liste der deaktivierten Softwaremodule ausgegeben (→ **Softwaremodule** ab Seite 201).

Kommunikationsaufnahme, Funktionstest und Kalibrierung der Haptik

Anschließend wird die Kommunikation mit der Haptik aufgenommen. Falls es dabei zu Problemen kommt, wird eine Warnung mit Hinweis auf Abhilfe¹ gegeben.

Ursprünglich mussten vor dem Programmstart Schlauch und Handräder manuell auf die Anfangspositionen gebracht und die Funktion der Force-Feedback-Geräte bei Betrieb überprüft werden. Dies übernimmt jetzt die Kalibrierung, während der alle Verbindungen zu den Motoren getestet werden, indem jeweils eine Bewegung veranlasst und deren Rückmeldung überprüft wird. Dabei werden die

¹Die Angaben zum betroffenen Gerät werden durch einen der folgenden Hinweise ergänzt:

- **No connection!:** Das Öffnen der Verbindung ist fehlgeschlagen. Daher Verbindungskabel überprüfen.
- **Start again!:** Die Positionssteuerung MIP 10 musste neu initialisiert werden. Daher ist ein Neustart erforderlich.
- **Power?:** Dem betroffenen Gerät fehlt die Stromversorgung. Daher die Versorgungskabel überprüfen und das Netzteil anschalten.

Motoren auf eine optimale Position gefahren: Die Handräder in die Mittelstellung² und der Vorschubmotor bis zum vorderen Anschlag, so dass der Schlauch – wie zu Beginn einer realen Endoskopie – nur minimal eingeführt ist.

7.1.2 Informationen nach Start der GUI

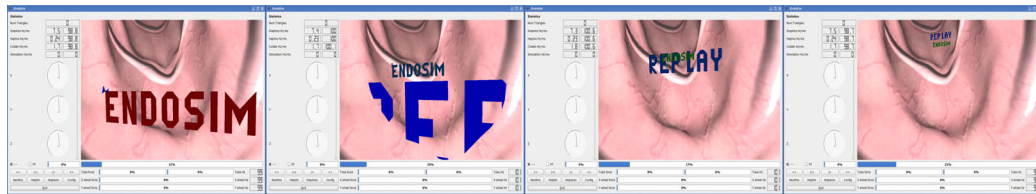


Abbildung 7.1: Nach Erscheinen der grafischen Benutzeroberfläche bewegt sich der Schriftzug „ENDOSIM“ in den simulierten Darm hinein. Falls wie hier der Modus „Replay“ gewählt ist, folgt kurz darauf der entsprechend informierende Schriftzug ins Innere.

Während die Ausgaben über Konsole sehr detailliert sind, werden für den Anwender direkt nach dem Start der grafischen Ausgabe die wichtigsten Informationen nochmals in Form einer dreidimensionalen Einblendung eines Schriftzuges (→ Abb. 7.1) und einer Richtungsanzeige (→ Abb. 7.2) in das Bild gegeben.

Zuerst erscheint für wenige Sekunden die Richtungsanzeige und es werden alle haptisch aktiven Richtungen durch aufeinander folgendes Aufleuchten der Pfeile bzw. das Drehen der Walze angezeigt. Danach bewegt sich der Schriftzug „ENDOSIM“ in den Darm hinein, um dort zu verschwinden. Wurde durch Übergabeparameter festgelegt, sofort mit einem der Modi „Record“ oder „Replay“ zu beginnen, so folgt der entsprechende Text dem ersten in geringem Abstand.

²Solange der Antrieb der Handräder noch über ein Seilsystem erfolgte, ergab sich das Problem, dass der Drehbereich durch die Schnur begrenzt war. Um dem Anwender einen möglichst großen Spielraum zu lassen, war es daher wichtig, mit der Mittelstellung zu beginnen.

Da die Software wegen des relativen Positionssensors nicht direkt in der Lage ist, festzustellen, wie die Position beim Einschalten ist, wurde folgender Algorithmus implementiert:

- Fahre bis zum Anschlag zu einer Seite: $A = \text{Positionswert}$
- Fahre bis zum Anschlag zu der anderen Seite: $B = \text{Positionswert}$
- Bilde den $\text{Mittelwert} = \frac{A+B}{2}$; fahre zu dieser Position und setze $\text{Positionswert} = 0$.



7.2 Informationen und Einstellungen beim Training

7.2.1 Richtungsanzeige als Einblendung in das Bild

Auch während des laufenden Trainings kann die Richtungsanzeige in das Bild einblendend werden (→ Abb. 7.2). Diese tritt immer dann auf, wenn der Benutzer Hilfe für die weitere Vorgehensweise anfordert und darauf hin optisch eine Richtungsempfehlung erhält (→ **Automatische Hilfe und Führung** ab Seite 171).

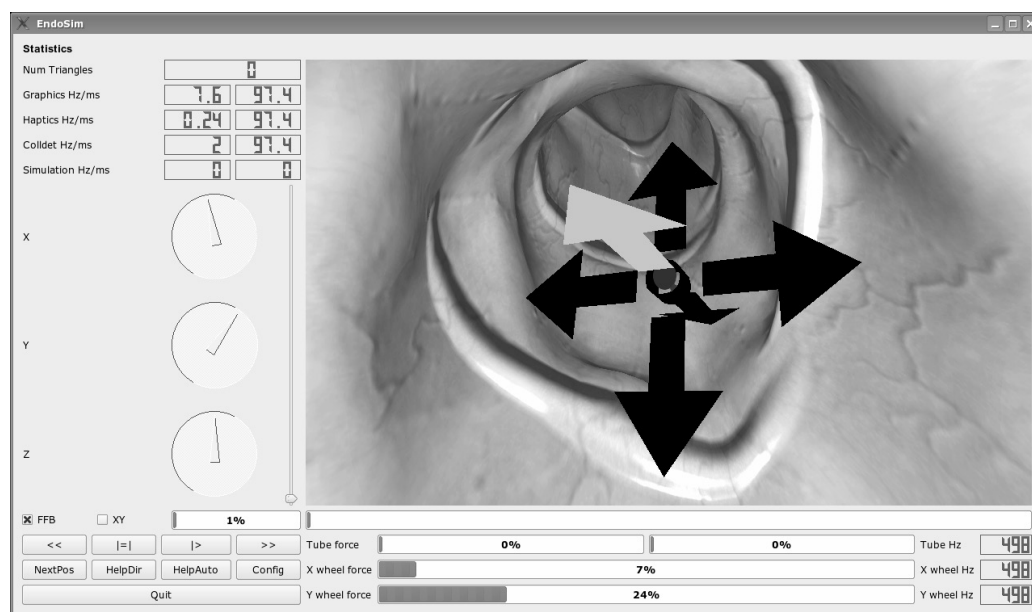


Abbildung 7.2: Die erweiterte GUI mit Richtungsanzeige. Diese Einblendung erfolgt zuerst als Funktionskontrolle der Haptik und später bei Bedarf als Richtungsempfehlung.

7.2.2 Rahmen mit Fortschritts- Positions- und Kraftanzeigen

Ein Fortschrittsbalken zur Anzeige der Position bei Wiedergabe von Bewegungen wurde hinzugefügt. Dabei zeigt, wie immer beim Positionieren, der kleinere Balken die Genauigkeit an. Im Simulationsmodus wird derselbe zur Anzeige der Gesamtbelastung des Patienten durch Kräfte verwendet und ergänzt damit die grafische Ausgabe der verschiedenen Einzelkräfte. Numerisch werden weitere Informationen während der Untersuchung über den Rahmen ausgegeben: Statistische Daten zur Simulation, zur Kommunikation mit der Haptik und zur Grafikausgabe.

7.2.3 Einstellmöglichkeiten über GUI und Tastatur

Im Verlauf der Untersuchung kann der Benutzer über den Rahmen der grafischen Oberfläche oder über die Tastatur Einstellungen vornehmen.

Während die Bedienung über GUI intuitiver ist (\rightarrow Abb. 9.3 für Wiedergabe), erfolgt für den geübten Benutzer die Wahl einer Funktion über einen Tastendruck schneller als mit Hilfe der Computermouse. Dies gilt im besonderen Maße, wenn während der Bedienung des Simulators Befehle an den Computer gegeben werden sollen, denn dies lässt sich, ohne die dominante Hand vom Simulator zu nehmen, nur über Tastatur leicht mit der untergeordneten Hand bewerkstelligen.

7.3 Bewertungen während der Untersuchung

Zusätzlich zu dem im nächsten Kapitel ausführlich dargelegten haptischen und akustischen Feedback kann es während des laufenden Trainings für den Ausführenden von Vorteil sein, durch Balkenanzeigen genau über die eingesetzten Kräfte informiert zu werden. Aufgrund dieser Information lassen sich die Auswirkungen der Vorgehensweise schnell bewerten und damit auch fortlaufend optimieren.

7.3.1 Darstellung der einzelnen Kräfte

Durch die bei *EndoSim* vorhandene Simulation sind folgende Kräfte – grafisch über Balkenanzeigen gezeigt – vom Endoskop Schlauch auf den Darm vorgegeben:

- Eine frontale Kollision der Endoskopspitze mit der Darmwand führt zu einer translativen Rückstellkraft $F_{Kollision}^{Schlauch}$ am Schlauch. Die Kraft nimmt mit der Einführtiefe ab, da sich das Endoskop verstärkt an die Darmwand anschmiegen kann.
- Im Colon sigmoideum und im Colon transversum kann es zur Bildung von Darmschlingen kommen. Wegen der starken Krümmung des Darmes ergibt sich eine große Normalkraft, die zu Haftreibung zwischen Endoskop Schlauch und Darmwand führen kann. Tritt dies auf, entsteht eine translative Rückstellkraft $F_{Verformung}^{Schlauch}$ am Schlauch, die auf dem Bestreben des Darmes beruht, in seine Ausgangslage zurück zu gelangen.



- Wegen der Reibung zwischen Endoskop und Darmwand tritt eine translativ Reibungskraft $F_{Translationsreibung}^{Schlauch}$ am Schlauch auf. Diese Reibung nimmt bei einem kurvigen Verlauf des Endoskops zu.
- Zum Drehen des Schlauches ist an dessen Oberfläche die Kraft $F_{Rotation}^{Schlauch}$ erforderlich. Sie ergibt sich aus der Reibungskraft zwischen dem rotierenden Schlauch und dem Darm (von der Winkelgeschwindigkeit und der Eindringtiefe abhängig) und beim Auftreten von Darmschlingen zusätzlich durch ein unsymmetrisches Drehmoment (von der Deformation abhängig) (→ **Erweiterung des deskriptiven Modells um Drehmomente** ab Seite 151).

7.3.2 Berechnung der Gesamtkraft

Durch Zusammenfassen der vier zuvor genannten einzelnen Kräfte – von denen die ersten beiden zusammen wirken (→ Abb. 8.1) und die anderen beiden unabhängig sind – wird die Gesamtkraft berechnet.

Dabei ist zu beachten, dass für die Gefährdung des Patienten bei einer Endoskopie viele kleine Kräfte nicht so bedeutend sind wie eine große Kraft. Eine entsprechende Gewichtung ergibt das quadratische Mittel, zu dessen Berechnung sich aus Bronstein und Semendjajew (2005) Folgendes entnehmen lässt: „Sind n (nicht notwendig verschiedene) reelle Zahlen a_1, a_2, \dots, a_n gegeben, so heißt ...

$$m_a = \sqrt{\frac{1}{n} (a_1^2 + a_2^2 + \dots + a_n^2)} \quad (7.1)$$

das *quadratische Mittel* von a_1, \dots, a_n “. Aus den oben genannten Kräften ergibt sich damit für einen bestimmten Zeitpunkt die folgende Gesamtkraft:

$$m = \sqrt{\frac{(F_{Kollision}^{Schlauch} + F_{Verformung}^{Schlauch})^2 + (F_{Translationsreibung}^{Schlauch})^2 + (F_{Rotation}^{Schlauch})^2}{3}} \quad (7.2)$$

7.3.3 Darstellung der Gesamtkraft

Die Ausgabe der Gesamtkraft erfolgt mit Hilfe des dekadischen Logarithmus. Durch die logarithmische Darstellung sind einerseits kleine Kräfte deutlich erkennbar, andererseits können auch noch extrem große Kräfte dargestellt werden.

7.4 Evaluation durch Statistik am Trainingsende

7.4.1 Maximale und mittlere Kraft beim Einführen



Abbildung 7.3: Informationen über das Einführen des Endoskops erfolgen über extra Fenster, welche beim Erreichen des Caecums geöffnet werden. Hier ist die Ausgabe von drei verschiedenen Versuchen zu sehen, bei denen verschieden große Kräfte eingesetzt wurden. Die Wertung ist umso besser, je geringer die eingesetzte mittlere Kraft ist, wobei eine extrem große Maximalkraft (vgl. Appleyard et al. 2000) zur Abwertung führt.

Aus den Gesamtkräften, die zu verschiedenen Zeiten des Einführvorganges auftreten, wird die Maximalkraft und eine im Mittel wirkende Kraft berechnet.

Das quadratische Mittel ist eine solche Methode zur Mittelwert-Bildung einer Zahlen- oder Messreihe. Bei der quadratischen Mittelung haben die größeren Werte einen stärkeren Einfluss als die kleineren (vgl. Bullen 2004).

Dies entspricht einer realistischen Bewertung des Endoskopikers: Sehr starke, und damit patientengefährdende Kräfte, werden auch bei kurzem Auftreten deutlich negativ bewertet. Im Gegensatz dazu wird das Vermeiden solcher extremen Kräfte – auch bei einem durchschnittlich etwas erhöhten Kraftaufwand – günstiger bewertet (→ Abb. 7.3).

Wurde während des Einführens des Endoskops n mal die Gesamtkraft $m(n)$ berechnet, ergibt sich aus der folgenden Formel die mittlere Kraft QMW^3 :

$$QMW = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n m(n)^2} = \sqrt{\frac{m(1)^2 + m(2)^2 + \dots + m(n)^2}{n}} \quad (7.3)$$

³QMW bedeutet quadratischer Mittelwert. Auf Englisch steht RMS für Root Mean Square.



7.4.2 Benötigte Zeit für das Einführen des Endoskops



Abbildung 7.4: Nach erfolgreichem Einführen des Endoskops erfolgt neben der Bewertung in Abhängigkeit von den eingesetzten Kräften eine weitere Bewertung anhand der benötigten Zeit. Beispielhaft ist hier die Ausgabe von drei verschiedenen Versuchen zu sehen, bei denen die benötigte Zeit und eine Bewertung der Leistung – durch Vergleich mit Studienergebnissen bestimmt – angezeigt wird.

Die Leistungsfähigkeit des Endoskopikers wird u. a. anhand der zum Erreichen des Caecums benötigten Zeit bestimmt.

Bei der für *EndoSim* realisierten Implementierung erfolgt die Zeitbestimmung ab Programmstart oder – bei wiederholter Durchführung – ab dem Zeitpunkt, an dem sich die Endoskopspitze durch das Zurückziehen wieder im Rektum befindet. Mit der Anzeige endet die Zeitbestimmung am proximalen Ende des Colons, dem Caecum. So ist sichergestellt, dass immer die Zeit für den gesamten Weg des Eindringens bestimmt wird. Angezeigt wird diese in Minuten und Sekunden.

Des Weiteren erfolgt eine Bewertung in Worten (→ Abb. 7.4) anhand des im folgenden betrachteten Zusammenhangs:

Im Gegensatz zum Rückweg – bei dem längere Zeiten mit genauerer Beobachtung korrelieren (vgl. Barclay et al. 2006) – ergibt sich durch die Dauer des Eindringens ein Hinweis auf die Leistungsfähigkeit des Durchführenden: Zeiten über 10,2 Minuten gelten in der Regel als zu lang, Zeiten zwischen 9 und 10 Minuten sind durchschnittlich und Zeiten unter 9 Minuten gelten als überdurchschnittlich gut (vgl. von Delius et al. 2006).

7.4.3 Absolute und prozentuale Zeit des Endoskops im Lumen

„Eine Koloskopie wird umso schmerzfreier sein ... je zentraler im Lumen man das Endoskop vorschiebt. Das Kolonlumen wird dadurch weniger aufgedehnt und es entstehen weniger Zerrungen an Mesenterien und Bändern“ (Pott 2004). Daher ist es günstig, während des Einführens des Endoskopes die Darmwand nicht mit der Endoskopspitze zu berühren.

Dies gilt auch für die Untersuchung der Mucosa, welche beim Zurückziehen des Endoskops erfolgt. Um dabei eine gute Sicht zu haben und diese durch ein sauberes Objektiv zu erhalten, ist es hierbei besonders wichtig, das Endoskop im Lumen zu halten, d. h. Berührungen mit der Darmwand zu vermeiden.

Aus diesen beiden Gründen ist die prozentuale Zeit des Endoskops im Lumen ein weiterer Indikator für die Leistungsfähigkeit des Ausführenden.

Als Zeiten mit Darmberührung werden solche gezählt, während deren die Endoskopspitze in der Simulation die Darmwand berührt oder in sie eindringt – was in der Realität einem Eindringen der Darmwand entspricht. Für zwei Fälle wurde implementiert, dass neben der Zeit der Anteil mit Sicht sowohl absolut als auch prozentual bestimmt wird: Einmal für die gesamte Untersuchung und ein weiteres mal – wegen der besonderen Bedeutung für das Erkennen von Veränderungen in der Mucosa – nur für den Rückweg. Am Ende der Untersuchung werden die Werte der beiden Fälle über extra Fenster ausgegeben (→ Abb. 7.5).

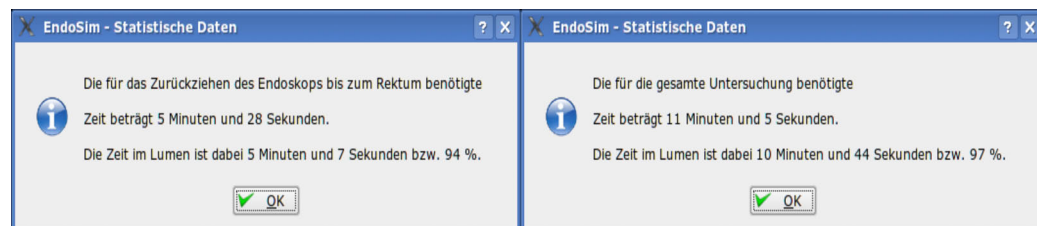


Abbildung 7.5: Am Ende der Untersuchung wird die aufgewandte Zeit und die Aufenthaltsdauer im Lumen angezeigt. Dies erfolgt einmal auf die ganze Untersuchung bezogen und einmal speziell für den Rückweg, da für die hierbei erfolgende Betrachtung der Darmschleimhaut die freie Sicht von besonderer Bedeutung ist.



Kapitel 8

Optimiertes haptisches und neues akustisches Feedback

*Erreiche dein Ziel
ohne Stolz — ohne Prahlen
ohne Hochmut — aus Notwendigkeit
aber hüte dich vor der Gewalt*

[Laotse (6CBC), chinesischer Philosoph]

In zwei Bereichen wurden Arbeiten vorgenommen, um die Realitätstreue zu erhöhen: Das Force-Feedback wurde erweitert und verbessert. Ergänzend wurde eine akustische Rückmeldung realisiert. Hier wird die Funktion dieser Feedback-Systeme beschrieben.

8.1 Akustische Ausgabe

Um für den Benutzer des Endoskopiesimulators *EndoSim* die Realitätstreue zu erhöhen und ihm ein Feedback über das Wohlbefinden des virtuellen Patienten zu geben, wurde eine akustische Ausgabe realisiert.

Während der Durchführung der Endoskopie kann es beim Patienten zum Auftreten von *viszeralen Schmerzen* (Eingeweideschmerzen) kommen. Diese breiten sich diffus über den Körper aus und sind daher kaum zu orten. Die größte Wahrscheinlichkeit für das Auftreten schmerzender Ereignisse ist mit 77 % aller Fälle gegeben, solange sich die Endoskopspitze im Sigmoid befindet. Als häufigste Ursachen für Beschwerden sind mit 79 % die Bildung von Darmschlingen und mit 11 % die Begradigung des Endoskopschaftes zu nennen (vgl. Shah et al. 2002).

8.1.1 Auswahl der relevanten Kräfte

Die Intensität der akustischen Ausgaben wird in Abhängigkeit von den schmerzauslösenden Kräften bestimmt. Wie im vorherigen Kapitel dargelegt, sind durch die bei *EndoSim* vorhandene Simulation folgende Kräfte vom Endoskopschlauch auf den Darm vorgegeben: Die translative Rückstellkraft $F_{Kollision}^{Schlauch}$ durch frontale Kollision, die translative Rückstellkraft $F_{Verformung}^{Schlauch}$ durch den in die Ausgangslage zurückdrängenden Darm, die translative Reibungskraft $F_{Translationsreibung}^{Schlauch}$ und die durch Rotation des Schlauches im Darm entstehende $F_{Rotationsreibung}^{Schlauch}$.

„Die Schleimhaut der Hohlorgane wie auch des Kolon[!] hat keine Schmerzrezeptoren. Der bei der Koloskopie ... auftretende kolikartige Schmerz ist durch eine Dehnung des Hohlorgans, Zug an den Mesenterien, Reizung von Dehnungsrezeptoren etc. bedingt“ (Pott 2004). Daher können direkt durch die Reibungskräfte $F_{Translationsreibung}^{Schlauch}$ und $F_{Rotationsreibung}^{Schlauch}$ zwischen dem Endoskop und der Mucosa keine Schmerzen entstehen. Relevant sind dagegen die indirekt durch Reibung entstehenden Deformationen durch $F_{Verformung}^{Schlauch}$ und die Verschiebungen des Darmes durch $F_{Kollision}^{Schlauch}$, da diese über das Mesocolon abgefangen werden und dessen Dehnung zu Schmerzen beim Patienten führt.

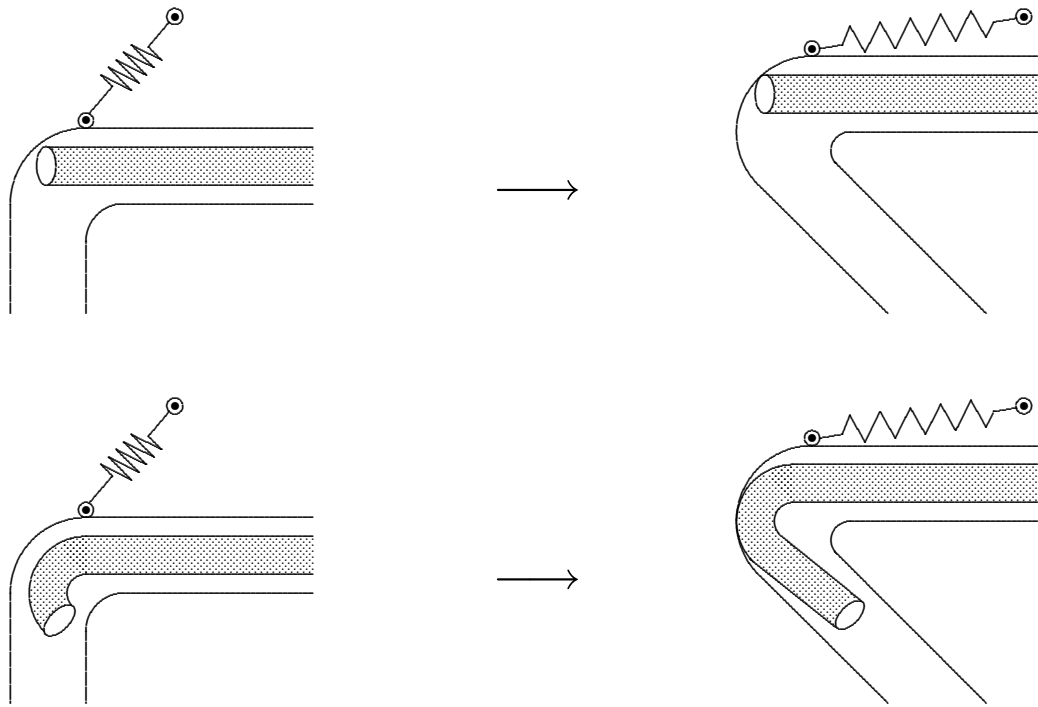


Abbildung 8.1: $F_{Kollision}^{Schlauch}$ (oben) und $F_{Verformung}^{Schlauch}$ (unten) ziehen gleichberechtigt am Mesocolon (dargestellt als Feder). So ergibt sich beim gemischten Auftreten der Kräfte aus deren Summe näherungsweise die Gesamtkraft. In beiden Fällen bewegt sich der Darm bei Belastung durch die Kraft des Endoskops so, dass – unabhängig von der Ausgangslage – das Mesocolon direkt gegen die über das Koloskop wirkende Kraft zieht.

8.1.2 Bestimmung der Intensität

Da die entscheidenden Kräfte zusammen das Mesocolon dehnen (\rightarrow Abb. 8.1), wird die Gesamtkraft bestimmt, indem die Einzelkräfte aufsummiert werden:

$$F_{Mesocolon} = F_{Kollision}^{Schlauch} + F_{Verformung}^{Schlauch} \quad (8.1)$$

Die deskriptive Modellierung der rückwirkenden Kraft beim Eindringen der Darmwand erfolgt wie bei der vorhandenen Simulation analog dem Hook'schen Kraftgesetz einer Feder:

$$F_{Kollision}^{Schlauch} \sim \text{Eindringtiefe in die Darmwand} \quad (8.2)$$



Auch bei der Berechnung der Verformungskraft wird analog zur Simulation vorgegangen: Die Kraft durch Verformung verhält sich dabei proportional zur Deformation des Darmes durch das Koloskop:

$$F_{\text{Verformung}}^{\text{Schlauch}} \sim \text{Deformation des Darmes} \quad (8.3)$$

Die Deformation – und damit die Bildung von Darmschlingen – kann nur in den verformbaren Abschnitten des Darmes auftreten. Ein geringer Krümmungsradius¹ des Schlauches erhöht die Normalkraft F_N und damit die Verformung.

8.1.3 Diskretisierung der stetigen Funktion

Während die von der Vorgehensweise des Koloskopikers abhängige schmerzauslösende Kraft eine stetige Funktion ist, werden Lautäußerungen des Patienten durch Überschreiten der Schmerztoleranzgrenze getriggert und sind daher diskret. Als Annäherung an dieses Verhalten wurde die schmerzauslösende Kraft in zwölf gleichmäßige Stufen eingeteilt: Solange sie im Bereich der untersten Stufe liegt, erfolgt keine Tonausgabe. Auf der nächsten Stufe wird die Ausgabe einer sehr schwachen Lautäußerung getriggert, auf den darüberliegenden zehn Stufen akustische Mitteilungen mit ansteigender Intensität.

8.1.4 Aufzeichnung der Klänge

Die zu den verschiedenen Stufen passenden Klänge müssen zunächst in einem adäquaten Format aufgezeichnet werden. Da eine externe Tonverarbeitung oder der Einsatz exotischer Formate zu unnötigem Aufwand führt, wurde der Focus der Auswahl auf die bei PCs verbreiteten Formate gelegt.

Der Vorteil des Einsparens von Speicher durch Kompression, wie dies bei MPEG-1 Audio Layer 3, Ogg Vorbis, AAC, WMA, etc. erfolgt, spielt bei den kurzen Aufzeichnungen keine Rolle. Die Nachteile, wie größerer Aufwand und Verzögerungen durch Dekodieren, sind jedoch relevant.

¹Die Krümmung wird mit einem Verfahren von Catmull und Rom (1974) anhand des durch Kontrollpunkte definierten Weges bestimmt: Die Tangente der verbindenden Linie ist dabei an einem Kontrollpunkt immer parallel zur Verbindungslinie seiner beiden Nachbarn. Daraus lässt sich wiederum die Krümmung bestimmen (vgl. Foley et al. 1995; Körner 2003).

Das Klang beschreibende MIDI-Format kann – soweit die zur vorliegenden Anwendung passenden Klänge überhaupt vorhanden sind – eine vergleichbare Wiedergabe auf verschiedenen Computern nicht garantieren.

Das Wave-Format

Für das Speichern und Wiedergeben der verschiedenen Klänge wurde das Wave-Format ausgewählt. Dieses Dateiformat ist ein Containerformat zur digitalen Speicherung von Audiodaten, das auf dem Resource Interchange File Format (RIFF) aufsetzt und als Nutzdaten die Toninformation in Puls-Code-Modulation (PCM) beinhaltet (vgl. Born 1995). Von Vorteil ist die große und plattformübergreifende Verbreitung und der weitgehend gleiche Klang auf verschiedenen Rechnern.

Schmerzäußerungen

In diesem Format sind viele verschiedene akustische Äußerungen, die auf körperliche Beeinträchtigungen schließen lassen, aufgezeichnet worden. Zuerst wurden sie digital nachbearbeitet und geschnitten. Dann wurden einzelne Files anhand der Intensität ausgewählt und sortiert, so dass sich eine in etwa gleichmäßige Abstufung zwischen den elf eingesetzten Aufnahmen ergibt.

8.1.5 Auswirkungen der Tonausgabe

Da die Auswirkungen der Vorgehensweise jetzt hörbar sind, ist es nicht mehr erforderlich, sich anhand einer Balkenanzeige über die auftretenden Kräfte zu informieren. So kann der Trainierende nach der sofort erfolgenden akustischen Rückmeldung durch den virtuellen Patienten – wie bei einer realen Untersuchung – schnell sein weiteres Vorgehen ausrichten.



8.2 Force-Feedback-System

Aus dem ursprünglich auf drei Freiheitsgraden wirksamen Force-Feedback-System (→ **EndoSim** ab Seite 69) ist ein selbstjustierendes Force-Feedback- und Positionierungssystem für vier Freiheitsgrade geworden (→ Abb. 8.2).

Im Folgenden wird dargelegt, wie das dafür erforderliche Positionieren mit den Motoren realisiert wurde und wie die haptische Realitätstreue erhöht werden konnte, indem durch Erweiterung des deskriptiven Modells die Rotation um die Schlauchachse integriert wurde.



Abbildung 8.2: Das optimierte und erweiterte Force-Feedback-Gerät von *EndoSim* ohne Führungsrohr und Schlauch lässt neben dem Antrieb für den Vorschub (rechts) auch den Antrieb für die Rotation um die Schlauchachse (Mitte) erkennen. Unter Anwendung der in diesem Kapitel beschriebenen Methoden konnte die Positionierung mit allen Antrieben ermöglicht und die Realitätstreue des haptischen Feedbacks deutlich erhöht werden.

8.2.1 Positionierungssystem für vier Freiheitsgrade

Für die Kalibrierung der Hardware (→ **Komfortabler Start des Gerätes** ab Seite 134), für das Bewegen der Haptik über die vier Regler der GUI (→ Abb. 6.16) im Positioniermodus und für die im nächsten Kapitel betrachteten neuen Trainingsmöglichkeiten ist die Fähigkeit, bestimmte Positionen über die vier motorisch betriebenen Force-Feedback-Systeme anzufahren, von essentieller Bedeutung.

Positionierung über Regelung der Kräfte

Die Ansteuerung der Motoren ist zur Erfüllung der Force-Feedback-Funktion auf die Erzeugung von definierten Drehmomenten bzw. Kräften optimiert. Abweichend davon kommt es beim Positionierbetrieb auf ein möglichst schnelles Erreichen einer bestimmten Position, d. h. auf die Realisation eines lagegeregelten Rotations- bzw. Vorschubantriebes, an (vgl. Groß et al. 2006):

„Eine Regelung verwendet das durch Messung erfasste Ausgangssignal und vergleicht dieses über einen Rückkopplungsweig mit dem am Eingang anliegenden Soll-Ausgangssignal“ (Dorf und Bishop 2007). Die Regelung des Motors auf ein bestimmtes Drehmoment (bzw. auf eine bestimmte Kraft) wird in beiden Modi verwendet. Dabei erfolgt die Rückkopplung durch den Servoverstärker anhand der Spannung und des Stromes. Die Rückkoppelung des Stromes ist zur Kompensation des Spannungsabfalls an der Ständerwicklung des Motors mit einer IR-Kompensation ausgerüstet (vgl. Hughes 2006). Dadurch wird ein linearer Zusammenhang zwischen dem Steuersignal und dem Drehmoment erreicht.

Im Positioniermodus kommt zu diesem inneren Regelkreis – der für seine ursprüngliche Aufgabe erhalten bleibt – noch ein äußerer hinzu. Der Servoverstärker arbeitet dann als schneller, innerer Regelkreis, der Computer liegt über die Schnittstellenkarte im langsameren äußeren Regelkreis. Damit ist die Voraussetzung für die Vorteile einer Kaskadenstruktur, wie von Lutz und Wendt (2007) beschrieben, gegeben: „

- Störungen werden in den unterlagerten Regelkreisen ausgeregelt, bevor sie sich in den überlagerten Regelkreisen auswirken können.
- Der Maximalwert der Regelgrößen der unterlagerten Kreise kann zum Schutz der Antriebssysteme begrenzt werden.“

Sowohl die Ausregelung kurzfristiger Störungen (z. B. Spannungsschwankungen) als auch der Schutz des Motors durch eine entsprechend eingestellte Strombegrenzung wird im vorliegenden Fall vom Servoverstärker übernommen.

Positionierung über abstandsabhängige Geschwindigkeitsregelung

Während der innere Regelkreis durch Anpassung des Stromes für die korrekte Kraft sorgt, muss der übergeordnete Regelkreis mit Hilfe eines entsprechenden Algorithmus des Computerprogrammes die jeweils optimale Kraft für die Positionierung festlegen. Dies erfolgt prinzipiell bei Regelungen anhand der folgenden drei Schritte (Lunze 2007): „

- **Messen.** Die Regelgröße wird entweder direkt gemessen oder ... aus anderen Messgrößen berechnet.



- **Vergleichen.** Der Wert der Regelgröße wird mit dem Wert der Führungsgröße verglichen. Die Differenz zwischen beiden Größen ist die Regelabweichung

$$e(t) = w(t) - y(t). \quad (8.4)$$

- **Stellen.** Aus der Regelabweichung wird unter Berücksichtigung der dynamischen Eigenschaften der Regelstrecke die Stellgröße bestimmt.“

Im vorliegenden Fall ist die Führungsgröße $w(t)$ die gewünschte Position und die Regelgröße $y(t)$ die über den Encoder bestimmte Position. Durch Subtraktion dieser beiden Größen ergibt sich der Abstand als Regelabweichung $e(t)$.

Unter Zuhilfenahme der zwischen der letzten und der aktuellen Messung vergangenen Zeit Δt , wird zusätzlich die Geschwindigkeit des Motors v_{ist} bestimmt:

$$v_{ist} = \frac{\Delta s}{\Delta t} = \frac{e(t)}{\Delta t} \quad (8.5)$$

Mit Hilfe dieser Momentangeschwindigkeit und der zuvor bestimmten Regelabweichung lässt sich die Stellgröße bestimmen. Da der Haptik von *EndoSim* komplizierte, kaum in eine Formel zu fassende Reibungskräfte ineliegen und durch das unbestimmte Verhalten des Benutzers weitere nicht vorhersehbare Kräfte auftreten können, kommt dabei ein heuristischer Ansatz zur Bestimmung der bestmöglichen Kraft zum Einsatz: Je größer die Positionsabweichung ist, umso größer wird die gewünschte Geschwindigkeit v_{soll} gewählt:

$$v_{soll} \sim e(t) \quad (8.6)$$

Dies ermöglicht einerseits ein schnelles Vorwärtskommen bei weiten Strecken, andererseits wird durch eine geringe Vorschubgeschwindigkeit nahe des Zielpunktes ein Oszillieren um diesen verhindert. Um die gewünschte Geschwindigkeit zu erreichen, wird vom Regelglied k eine Kraft vorgegeben und bei der nächsten Messung deren Auswirkung betrachtet: Ist die Geschwindigkeit zu gering, wird diese Kraft bestimmende Größe erhöht, ist sie zu hoch, wird sie verringert:

$$F_t = k\left(v_{ist}(e(t), \Delta t), v_{soll}(e(t))\right) = \begin{cases} F_{t-\Delta t} \downarrow & \text{für } v_{soll} < v_{ist} \\ F_{t-\Delta t} \uparrow & \text{für } v_{ist} < v_{soll} \end{cases} \quad (8.7)$$

Logarithmische Anzeige des Resultats der Positionierung

Das Ergebnis des vorgestellten Algorithmus ist, dass trotz variabler Reibungskräfte und nicht vorhersehbarer Kräfte durch Interaktion des Benutzers mit der Haptik von *EndoSim* die Zielposition zügig erreicht wird.

Während der Positioniermodus aktiviert ist, zeigt eine Balkenanzeige den Zehnerlogarithmus der Abweichung zwischen Soll- und Istposition an. Dadurch sind einerseits kleinste Abweichungen erkennbar, andererseits ist auch die Anzeige einer großen Differenz möglich.

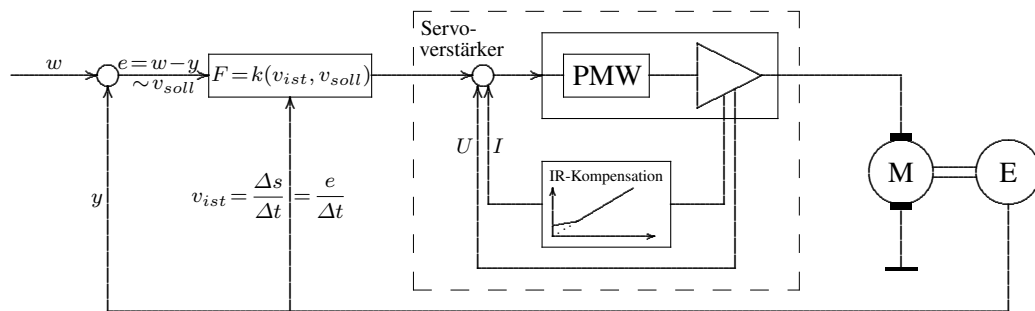


Abbildung 8.3: Dem Eingangssignal entsprechend regelt der Servoverstärker (von einer gestrichelten Linie umrandet) das Drehmoment des angeschlossenen Motors (M). Im Positioniermodus wird die vom Encoder (E) erfasste Bewegung verwendet, um die Position und – durch Verknüpfung mit der Zeitspanne zwischen zwei Messungen – die Geschwindigkeit zu bestimmen. Der Regelkreis wird geschlossen, indem anhand dieser Werte die über den Servoverstärker geforderte Kraft korrigiert wird.

8.2.2 Erweiterung des deskriptiven Modells um Drehmomente

Durch das neu realisierte Force-Feedback-Gerät für die Drehung um die Schlauchachse kann ein aktives Drehmoment auf den Endoskopschlauch ausgeübt werden (\rightarrow **Rotation um die Schlauchachse** ab Seite 101). Um dies zur Erhöhung der Realitätstreue zu nutzen, ist es erforderlich, das deskriptive Modell um die Berechnung des Drehmomentes zu erweitern.



Ursachen für das Drehmoment um die Schlauchachse

Das Drehmoment am Koloskop ergibt sich einerseits durch einen deformierten Darm, der in seine Ausgangslage zurückdrängt, andererseits beim Rotieren aus der Reibung zwischen der Mucosa des Rektums bzw. des Colons und der Oberfläche des Schlauches:

$$M_{Rotation}^{Schlauch} = M_{Verformungsrotation}^{Schlauch} + M_{Rotationsreibung}^{Schlauch, Rektum} + M_{Rotationsreibung}^{Schlauch, Colon} \quad (8.8)$$

Wird der Darm durch das Koloskop aus seiner ursprünglichen Position gedrängt, entsteht die Kraft $F_{Verformung}^{Schlauch}$. Je stärker diese Kraft ist, umso deutlicher bildet sich die bei *EndoSim* simulierte N-Darmschlinge aus (\rightarrow Abb. 2.6). Diese Deformation korreliert mit einem unsymmetrischen Widerstand beim Drehen.

Da der genaue Verlauf des Zusammenhangs zwischen $F_{Verformung}^{Schlauch}$ und der Änderung des Drehmomentes weder dem vorhandenen Darmmodell innewohnt, noch für den Ausführenden von Bedeutung ist, wird eine lineare Abhängigkeit angenommen. Diese gibt die Zunahme des Drehmomentes bei stärkerer Verformung wieder und erlaubt so dem Benutzer das wichtige Erkennen der Intensität der durch das Endoskop verursachten Deformation:

$$M_{Verformungsrotation}^{Schlauch} \sim F_{Verformung}^{Schlauch} \cdot \text{sgn}(\omega) \quad (8.9)$$

Durch die Multiplikation mit der Vorzeichenfunktion² der Drehung ω wird erreicht, dass eine Drehrichtung erschwert und die andere erleichtert wird. Damit wird – wie bei einer realen Untersuchung – die richtige Vorgehensweise zum Auflösen einer Darmschlinge erfühlbar. Um die Realitätstreue sicherzustellen, ist es erforderlich, die Stärke des Drehmomentes so einzustellen, dass die Grenze der Erkennbarkeit einer realen Untersuchung entspricht. Dies muss, wie bei den anderen Parametern des deskriptiven Modells, durch einen Fachmann erfolgen.

Das Drehmoment durch Reibung setzt sich zum einen aus dem im Rektum entstehenden Moment $M_{Rotationsreibung}^{Schlauch, Rektum}$ und zum anderen aus dem im darauffolgenden Colon entstehenden Moment $M_{Rotationsreibung}^{Schlauch, Colon}$ zusammen.

²Eine alternative Bezeichnung für *Vorzeichenfunktion* ist *Signumfunktion*; daher $\text{sgn}()$.

In dem ca. 15 cm langen Rektum (vgl. Pschyrembel 2007) herrschen Bedingungen, die erstmalig von Taylor (1923) erfolgreich beschrieben wurden: Ein kleineres, rotierendes Rohr liegt zentrisch in einem größeren, ruhenden Rohr. Dazwischen befindet sich ein Gas oder eine Flüssigkeit zur Schmierung.

Im vorliegenden Fall ist der kleinere, sich drehende Körper der Koloskop-schlauch. Dieser weist typischerweise einen Durchmesser von $d = 10 \dots 13$ mm auf (vgl. Waye et al. 2004), was einem durchschnittlichen inneren Radius von $R_i = 5,75$ mm entspricht. Geführt wird er durch das Rektum. Dazwischen liegt eine Schicht, die aus einem der üblicherweise beim Koloskopieren verwendeten Gleitmittel besteht: Meist werden wasserlösliche Gele benutzt, besser sind jedoch ölhaltige Mittel (vgl. Brocchi et al. 2007). Die Viskosität der Schmierung liegt daher im Bereich von $\eta \approx 1$ mPa s für Wasser und $\eta \approx 1000$ mPa s für Öl (vgl. Ebert 1978). Da die Dichte von Wasser $\rho = 1000 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$ beträgt und die von Öl nur wenig darunter liegt, ergibt sich für die kinematische Viskosität ν :

$$\nu_{\text{H}_2\text{O}} = \frac{\eta_{\text{H}_2\text{O}}}{\rho_{\text{H}_2\text{O}}} \approx 10^{-6} \frac{\text{m}^2}{\text{s}} \quad \nu_{\text{Öl}} = \frac{\eta_{\text{Öl}}}{\rho_{\text{Öl}}} \approx 10^{-3} \frac{\text{m}^2}{\text{s}} \quad (8.10)$$

Durch die *Lamina muscularis mucosae*³ der Darmschleimhaut, die *Tunica muscularis*⁴ der Darmwand und im Ausgangsbereich durch den vom *Musculus levator ani* unterstützten *Musculus sphincter ani*⁵ wird das Rektum an das Koloskop gepresst. Daher bildet sich nur eine dünne Schmiermittelschicht, die für die folgende Rechnung mit einer Dicke von 0,15 mm angenommen wird. Für den äußeren Radius folgt daraus $R_a = 5,9$ mm.

Der Zusammenhang zwischen der Schlauchdrehung und der Reibung wird allgemein von der *Navier-Stokes-Gleichung* beschrieben:

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + (v \cdot \nabla) v \right) = -\nabla p + \eta \nabla^2 v + \frac{F_a}{V} \quad (8.11)$$

³*Lamina muscularis mucosae*: „Schicht glatter Muskelzellen in der Schleimhaut des Magen-Darm-Trakts zw. Lamina propria u. Tela submucosa [beides Bindegewebeschichten]; ... dient der Eigenmotilität der Schleimhaut; ...“ (Pschyrembel 2007)

⁴*Tunica muscularis*: „Muskelschicht der Hohlorgane; z. B. Ring- u. Längsmuskulatur des Magen-Darm-Trakts.“ (Pschyrembel 2007)

⁵*Musculus sphincter ani internus*: „Zone verdickter (glatter) Ringmuskulatur des Darmrohrs am Canalis analis; ...“ (Pschyrembel 2007); *Musculus sphincter ani externus*: Quergestreifter Muskel zum willkürlichen Verschluss des Analkanals (vgl. Pschyrembel 2007).



Im vorliegenden Fall gilt für diese Gleichung je nach auftretender Strömung eine der beiden folgenden speziellen Lösungen (vgl. Bergmann et al. 1998):

- **Laminare Strömung:** Sie tritt auf, wenn die viskose Reibung groß genug ist, um die Zentrifugalkraft zu kompensieren. Dabei tritt die vom Radius r abhängige Geschwindigkeit v_φ der *zirkularen Couette-Strömung* auf:

$$v_\varphi(r) = \frac{\omega R_i^2}{R_a^2 - R_i^2} \left(\frac{R_a^2}{r} - r \right) \quad (8.12)$$

Das Drehmoment ist hierbei proportional zur Winkelgeschwindigkeit ω .

- **Turbulente Strömung:** Sie tritt auf, wenn die Zentrifugalkraft überwiegt und daher torusförmige *Taylor-Wirbel* auftreten. Da hierbei zusätzlich Energie dissipiert wird, ergibt sich ein Drehmoment proportional zu $\omega \cdot \sqrt{\omega}$.

Solange ω unter der kritischen Winkelgeschwindigkeit ω_c liegt, ist die Strömung des Schmiermittels laminar, ansonsten wird sie turbulent. Es lässt sich ω_c nach Bergmann et al. (1998) unter Berücksichtigung der Reynolds-Zahl am inneren Zylinder $Re = v_i d / \nu = \omega R_i (R_a - R_i) / \nu$ über die Taylor-Zahl (Ta) bestimmen:

$$Ta = 4Re^2 \frac{R_a - R_i}{R_a + R_i} = 4 \left(\frac{\omega}{\nu} \right)^2 R_i^2 \frac{(R_a - R_i)^3}{R_a + R_i} \quad (8.13)$$

Indem diese Formel nach ω aufgelöst wird und die für das Verhältnis $R_i/R_a = 5,75 \text{ mm}/5,9 \text{ mm} = 0,975$ gültige kritische Taylor-Zahl $Ta_c = 3\,448$ eingesetzt wird, ergibt sich die kritische Winkelgeschwindigkeit ω_c :

$$\omega_c = \sqrt{\frac{Ta_c \cdot (R_a + R_i) \cdot \nu^2}{4 \cdot R_i^2 \cdot (R_a - R_i)^3}} = 300 \dots 300\,000 \text{ s}^{-1} \quad (8.14)$$

Diese Rechnung macht deutlich, dass die kritische Winkelgeschwindigkeit ω_c so groß ist, dass die bei einer Untersuchung auftretenden Drehungen immer langsamer sind. Dadurch ergeben sich im Gleitmittel ausschließlich laminare Strömungen und für die Simulation des Drehmomentes gilt:

$$M_{\text{Rotationsreibung}}^{\text{Schlauch, Rektum}} \sim \omega \quad (8.15)$$

Beim tiefen Eindringen des Schlauches in den Colon kommt als weiteres reibungsbedingtes Drehmoment $M_{\text{Rotationsreibung}}^{\text{Schlauch, Colon}}$ dazu. Je tiefer das Koloskop in den Darm eingeführt wird, desto länger ist der Weg, auf dem die Darmwand berührt wird. Da der Schlauch einen deutlich kleineren Durchmesser als das Lumen des Darmes besitzt, ergibt sich ein schmaler, fast linienförmiger Berührungsweg b .

Vergleichbar mit einem Autorad, welches bei Aquaplaning die Haftung verliert, rutscht so der Koloskopschlauch auf der Schmiermittelschicht – welche aus der im Darm vorhandenen Feuchtigkeit und zusätzlichem Gleitmittel besteht – der Mucosa entlang.

Auch bei dieser *Schmiermittelreibung* kommt es zu einer laminaren Strömung des Fluids, denn der Spalt ist klein, die Oberflächen glatt und die Geschwindigkeit gering. Die Reibungskraft entsteht dabei ausschließlich durch die innere Reibung des Schmiermittels. Zwischen zwei bewegten Platten mit der Fläche A , die durch einen kleinen Spalt d getrennt sind, ist ein Geschwindigkeitsgradient von v/d zu erwarten, was nach Gerthsen und Meschede (2006) zu einer der Geschwindigkeit proportionalen Reibungskraft führt:

$$F_R \approx A\eta \frac{v}{d} \quad (8.16)$$

Da der Gleitfilm den mit der Normalkraft F_N angepressten beweglichen Körper tragen muss, ergibt sich jedoch ein Druckgradient: In der Mitte herrscht der höchste Druck, nach außen fällt er auf den umgebenden Luftdruck ab. Unter Berücksichtigung des sich daraus ergebenden parabolisch gekrümmten Geschwindigkeitsprofils des Schmiermittels bestimmen Gerthsen und Meschede (2006) den folgenden Reibungskoeffizienten μ :

$$\mu \approx \sqrt{\frac{\eta vb}{F_N}} \quad (8.17)$$

Mit Hilfe dieses Koeffizienten lässt sich die Reibungskraft F_R berechnen:

$$F_R = \mu F_N \approx \sqrt{\eta vb F_N} \sim \sqrt{vb F_N} \quad (8.18)$$

Die Viskosität η fällt der bei einem deskriptiven Modell durch Versuche zu



bestimmenden Konstante zu. Zur Reibungskraft sind die Wurzeln der Geschwindigkeit v , des Berührungsweges b und der Normalkraft F_N proportional.

Die Normalkraft F_N ergibt sich aus der folgenden Überlegung: Im vorgegebenen Kurvenmodell von *EndoSim* wird bis auf die Endoskopspitze die exakte Lage des Schlauches vernachlässigt und stattdessen der Verlauf des Darmes betrachtet. Da diese beiden Kurven nicht genau übereinstimmen, wird die Lage des Koloskopschlauches im Darm abgeschätzt, indem die Krümmung κ der Raumkurve $r(t)$ nach Papula (2001, 2006) berechnet wird:

$$\kappa = \frac{|\dot{\vec{r}} \times \ddot{\vec{r}}|}{|\dot{\vec{r}}|^3} \quad (8.19)$$

Der reziproke Wert der Krümmung κ ist dabei der Krümmungsradius ϱ :

$$\varrho = \frac{1}{\kappa} \quad (8.20)$$

Der Endoskopschlauch kann näherungsweise als eine Aneinanderreihung von kleinen Stabsegmenten beschrieben werden. Er folgt dem Darmverlauf $\vec{r}(t)$, indem er mit der Kraft F durch seitliche Kollision mit der Darmwand gekrümmt wird. Ein dem entsprechendes Biegemoment T eines an einer Seite eingespannten Stabes lässt sich aus Gerthsen und Meschede (2006) entnehmen. Dabei ist F die senkrechte Kraft am freien Ende des Stabes, d seine Dicke und b seine Breite. E ist das Elastizitätsmodul und r der Krümmungsradius:

$$\begin{aligned} T &= F \frac{d}{2} \approx \frac{Ed^3b}{16r} \\ \Rightarrow F &\sim \frac{1}{r} \end{aligned} \quad (8.21)$$

Da sich die Krümmung κ der Raumkurve sowie die Kraft auf die Darmwand antiproportional zum Krümmungsradius verhalten, ergibt sich eine Proportionalität zwischen Krümmung und Normalkraft:

$$\kappa(t) \sim F(t) \quad (8.22)$$

Die gesamte auf den Koloskopschlauch wirkende Normalkraft F_N folgt durch

Integrieren der Kräfte $F(t)$ auf den Darm vom Rektum bis zur Endoskopspitze:

$$F_N \sim \int_{\text{Rektum}}^{\text{Endoskopspitze}} \kappa(t) ds \quad (8.23)$$

Durch Einsetzen dieser Kraft in die Formel für die Reibungskraft ergibt sich $F_{\text{Rotationsreibung}}^{\text{Schlauch, Colon}}$. Wegen des durchweg konstanten Durchmessers des Endoskopschlauches gilt die Proportionalität auch für das Drehmoment $M_{\text{Rotationsreibung}}^{\text{Schlauch, Colon}}$.

$$M_{\text{Rotationsreibung}}^{\text{Schlauch, Colon}} \sim F_{\text{Rotationsreibung}}^{\text{Schlauch, Colon}} \sim \sqrt{vb \int_{\text{Rektum}}^{\text{Endoskopspitze}} \kappa(t) ds} \quad (8.24)$$

Kompensation oder Verstärkung des Drehmomentes

Die drei vorgestellten Drehmomente werden aufsummiert und als Drehmoment $M_{\text{Rotation}}^{\text{Schlauch}}$ über den neu realisierten Antrieb zur Rotation um die Schlauchachse ausgegeben. Meist erfolgt die Erzeugung des Drehmomentes symmetrisch, im Falle von Darmschlingen jedoch richtungsabhängig.

Dabei wird das durch Motor und Getriebe vorhandene Drehmoment und die Drehrichtung berücksichtigt: Soll das auszugebende Drehmoment kleiner als das mechanisch vorgegebene sein, wird die Bewegung motorisch unterstützt. Auf diese Weise lassen sich die mechanisch bedingten Reibungen ausreichend kompensieren, um der Realität zu entsprechen.

Soll eine größere Kraft spürbar sein, so wird das prinzipiell vorhandene Drehmoment verstärkt, indem der Motor gegen die Bewegung des Benutzers arbeitet. So werden auch große Widerstände für den Benutzer realistisch erfüllbar.

Fazit

Für eine hohe Realitätstreue (\rightarrow **Realitätstreue maximieren** ab Seite 79) wurde in *EndoSim* eine akustische Rückmeldung integriert und das deskriptive Modell für die Simulation von Drehungen um die Schlauchachse erweitert. Durch die Berücksichtigung der für das Drehmoment relevanten Reibungskräfte und insbesondere durch das von Fachleuten geforderte Fühlbarmachen der zum Auflösen einer Darmschlinge erforderlichen Drehrichtung, wurde dies verwirklicht.



Kapitel 9

Neue Trainingsmöglichkeiten durch Leit- und Führungssysteme

*Alles auf Erden lässt sich finden,
wenn man nur zu suchen
sich nicht verdrießen lässt.*

[Philemon von Syrakus (3CBC), griechischer Dichter]

In diesem Kapitel werden die neuen Trainingsmethoden beschrieben. Es wird gezeigt, wie eine professionelle Führung ohne Ausbilder ermöglicht wird und wie sich der Auszubildende bei Schwierigkeiten, den richtigen Weg zu finden, sowohl optisch als auch haptisch helfen lassen kann.

9.1 Führung anhand professioneller Vorgaben

Als erste der beiden neuen Trainingsmethoden soll das „Führen lassen“ genauer betrachtet werden. Dafür werden zuerst Bewegungen eines Experten während einer simulierten Untersuchung aufgezeichnet. Anschließend lassen sich Lernende beliebig oft anhand dieser Aufnahme führen. Dies erlaubt dem Anfänger – auch bei eingeschränkter Verfügbarkeit von Fachpersonal – schnell ein Gefühl für die richtigen Bewegungen zu bekommen.

Die Realisation der dafür erforderlichen Voraussetzungen beim Simulator – Positionsbestimmung und aktive Positionierung – wurden bereits betrachtet. Jetzt wird dargelegt, wie die Aufnahme durch einen Experten und die Wiedergabe durch Auszubildende funktioniert.



Abbildung 9.1: Die Aufzeichnung einer Bewegungsabfolge durch einen Experten erfolgt im „Record“-Modus. Dieser wird bei Programmstart gewählt und durch einen entsprechenden Schriftzug bestätigt. Nach Beendigung liegt die Abfolge als Datei vor.

9.1.1 Bewegungen aufzeichnen

Durch einen Startparameter wird die Aufzeichnung bei Programmaufruf aktiviert.

Nachdem die Wahl durch einen entsprechenden dreidimensional bewegten Schriftzug bestätigt wurde (→ Abb. 9.1), wird eine simulierte Koloskopie durchgeführt. Dabei werden die Signale der vier Positionsgeber ausgewertet und in ein Integer-Array abgelegt. Für die Verwendung von Ganzzahlen spricht, dass durch die Encoder solche vorgegeben sind und damit Rundungsprobleme vermieden werden. Nachdem der Benutzer die Beendigung der Untersuchung angezeigt hat, wird das beschriebene Array abgespeichert.

Als Resultat liegt eine Datei vor, in der sämtliche Bewegungen zur späteren Wiedergabe aufgezeichnet sind. Diese Datei kann als Teil einer Sammlung archiviert werden. Auch ist es prinzipiell möglich, die Aufzeichnung an einem anderen Ort zu verwenden, indem sie z. B. über Internet verschickt wird.

Der Simulator ist nach abgeschlossener Aufnahme wieder im Force-Feedback-Modus oder beginnt – falls vom Benutzer gewünscht – sofort mit der Wiedergabe der aufgenommenen Bewegungen.

9.1.2 Wiedergabe von Bewegungen

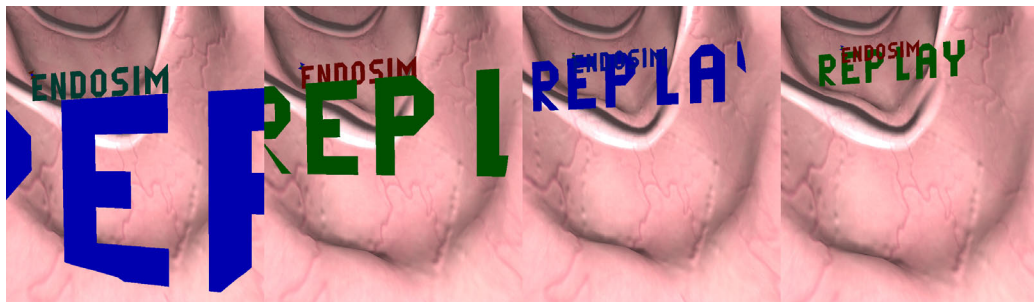


Abbildung 9.2: Erfolgt die Wiedergabe von Bewegungen bei Programmstart, wird dies durch einen entsprechenden Schriftzug angezeigt. Auch bei laufender Simulation kann dieses „Führen lassen“ anhand einer professionellen Aufnahme gestartet werden.

Falls über Startparameter definiert, startet die Wiedergabe sofort (→ Abb. 9.2). Ansonsten kann sie jederzeit über die GUI oder per Tastatur aktiviert werden.

Während der Wiedergabe werden die aufgezeichneten Positionen mit Hilfe der Motoren angefahren (→ **Positionierungssystem für vier Freiheitsgrade** ab Seite 148). Dabei entsprechen nicht nur die Bewegungen des Endoskops, sondern auch das Bild des Darmes und die akustischen Meldungen des Patienten der Aufnahme.

Über den Bedienbereich oder über Tastatur lässt sich die Wiedergabe komfortabel steuern. Indem sich Funktion und Schnittstelle analog zu bekannten Anwendungen verhalten, ergibt sich für den Benutzer eine intuitive und damit leicht zu erlernende Bedienung. Dafür wurden die Funktionen so implementiert, wie sie im Bereich der Medienwiedergabe (z. B. bei Video- oder bei Kassettenrecordern) üblich sind:



Durch Betätigen des $\boxed{|\rangle}$ -Knopfes (oder der Taste **P**) lässt sich die Wiedergabe starten, anhalten und auch wieder fortsetzen. Durch den $\boxed{|=|}$ -Knopf (oder die Taste **R**) wird die Aufnahme auf die Anfangsposition zurückgesetzt. Über den schnellen Vor- und Rücklauf ($\boxed{\gg}$ und $\boxed{\ll}$ bzw. Tasten **F** und **B**) ist das Abspielen in doppelter, dreifacher oder vierfacher Geschwindigkeit möglich – und dies sowohl in ursprünglicher als auch in umgekehrter Richtung.

Damit wird das schnelle Erreichen eines gewünschten Bereiches der aufgezeichneten Untersuchung ermöglicht, um dort durch mehrfaches Abfahren eines schwierigen Abschnittes die erforderliche Technik zu erlernen.

9.1.3 Wechsel zum freien Training und zurück zur Führung

Vergleichbar mit der intuitiv zu bedienenden Steuerung der Wiedergabe, lässt sich der Wechsel zwischen verschiedenen Modi auch einfach über den Bedienbereich durchführen (→ Abb. 9.3).

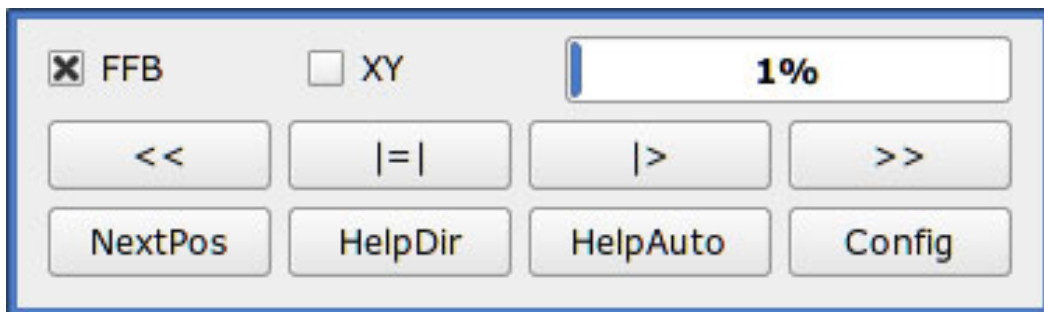


Abbildung 9.3: Das Umschalten zwischen dem Positionier- und dem Kräfte simulierenden Force-Feedback-Modus erfolgt über das $\boxed{\text{FFB}}$ -Kontrollkästchen. Rechts neben dem $\boxed{\text{XY}}$ -Kontrollkästchen zum Vertauschen der Handräder befindet sich eine Balkenanzeige, die im Simulationsmodus die Gesamtkraft, im Positioniermodus die Abweichung der Haptik darstellt. Das Zurückschalten in einen positionierenden Modus erfolgt entweder durch wiederholtes Betätigen des $\boxed{\text{FFB}}$ -Kontrollkästchens oder durch Betätigung des $\boxed{\text{NextPos}}$ -Knopfes. Im ersten Fall erfolgt die Positionierung in Abhängigkeit von den vier Positionsreglern, im zweiten Fall wird die günstigste Stelle der Aufnahme herausgesucht und die Haptik entsprechend positioniert. Von dort aus kann das Abspielen der Bewegungen komfortabel über die Knöpfe $\boxed{\ll}$, $\boxed{|=|}$, $\boxed{|\rangle}$ und $\boxed{\gg}$ gesteuert werden.

Wiedergabe unterbrechen und wieder aufnehmen

Das Führen anhand einer Aufnahme kann nicht nur angehalten werden, um es nach einer Pause wieder fortzusetzen, sondern auch um diesen Modus temporär (oder auch dauerhaft) zu verlassen. Dabei wird von dem positionierenden Wiedergabemodus in den Kräfte simulierenden Force-Feedback-Modus gewechselt.

Neben der Option, von hier aus in den von den vier Reglern abhängigen Positioniermodus zu gelangen, steht dem Nutzer auch der Weg zurück in den führenden Modus offen.

So ist es für den Lernenden möglich, die Wiedergabe für eigene Experimente zu unterbrechen und – falls beispielsweise die Orientierung bei Bildung einer Darmschlinge verloren wurde – sich später wieder auf die nächste Position des durch den Experten aufgezeichneten Weges zurückführen zu lassen.

Wiederaufnahme der Führung erfordert Auswahl aus der Aufnahme

Während der Wechsel vom Wiedergabe- in den Force-Feedback-Modus trivial ist, ergibt sich im umgekehrten Fall das Problem, dass die aktuelle Position wahrscheinlich nicht genau auf dem aufgezeichneten Weg liegt. Daher wird im Folgenden die Auswahl der bestmöglichen Aufnahmeposition bezüglich des Ortes der simulierten Endoskopie zum Zeitpunkt des Zurückschaltens in den führenden Wiedergabemodus betrachtet.

9.1.4 Synchronisation der aktuellen Position zur Aufzeichnung

Über das am distalen Ende des Endoskops befindliche Objektiv sieht der Benutzer auf die Mucosa. Damit beim Wechsel vom Simulations- in den Wiedergabemodus das Bild möglichst gleich bleibt, soll die Position und die Ausrichtung des Objektivs im Darm so wenig wie möglich verändert werden.

Dafür ist es erforderlich, Ort und Ausrichtung der virtuellen Endoskopspitze im simulierten Darm zu bestimmen und diese mit den analog aus der Aufnahme berechneten Werten zu vergleichen. Anschließend wird die beste Übereinstimmung aus diesen Vergleichen ausgewählt.



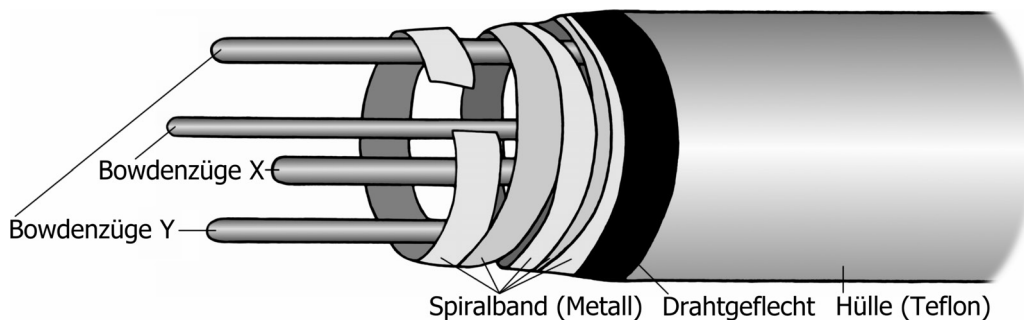


Abbildung 9.4: Die Zeichnung zeigt die für die Beweglichkeit der Endoskopspitze erforderlichen Elemente des Endoskopschlauches: Durch das metallische Spiralband wird einerseits Stabilität, andererseits Beweglichkeit erreicht. Das umgebende Drahtgeflecht schützt die empfindliche Hülle, welche aus dem sehr leicht gleitenden Polytetrafluorethylen (PTFE, Teflon) besteht. Die durch diese Beweglichkeit ermöglichte Biegung der Endoskopspitze entsteht, indem bei einem Paar Bowdenzüge durch die Handradbewegung der eine Zug verlängert und der andere um die gleiche Strecke verkürzt wird. Da die Züge am distalen Ende des Schlauches fixiert sind, muss sich die Endoskopspitze verbiegen.

Definition des Koordinatensystems

Um Positionen vergleichen zu können, ist es erforderlich, ein geeignetes Koordinatensystem einzuführen. Aus praktischen Gründen wird der Koordinatenursprung an die Stelle gelegt, an der die bewegliche Endoskopspitze beginnt. Da der Koloskopschlauch durch das Colon geführt ist und die Mittellinie des Darmes als z-Achse definiert wird, ergibt sich im negativen Teil für den Schlauch eine Gerade. Im positiven Teil der z-Achse kann die Schlauchachse durch die Krümmung der Endoskopspitze von der Mittellinie des Darmes in x- und y-Richtung abweichen. Die Projektion der Position des Objektivs auf die x-Achse wird als o_x , die auf die y-Achse als o_y und die auf die z-Achse als o_z definiert (\rightarrow Abb. 9.7).

Position der Endoskopspitze

Die Betrachtung konzentriert sich zunächst auf die Endoskopspitze, d. h. den Teil, der mit Hilfe von vier Bowdenzügen über die beiden Handräder am Bedienteil in zwei Richtungen gebogen werden kann (\rightarrow Abb. 9.4). Der Abstand d zwischen den jeweils zwei zusammen wirkenden Drähten ist dabei nur wenig kleiner als der Durchmesser des Endoskopschlauches.

Wird am Handrad X (bzw. Y) gedreht, biegt sich das Ende des Endoskops in der x/z -Ebene (bzw. der y/z -Ebene) näherungsweise entlang eines Kreisbogens mit dem Radius r_θ (bzw. r_φ) und dem aufspannenden Winkel θ (bzw. φ). Die neutrale Faser, die genau im Zentrum des Schlauches verläuft, besitzt die Länge l (\rightarrow Abb. 9.5). Daraus ergeben sich folgende Zusammenhänge:

$$\begin{aligned} l_{1,\theta} &= \left(r_\theta - \frac{d}{2}\right) \cdot \theta & l_{1,\varphi} &= \left(r_\varphi - \frac{d}{2}\right) \cdot \varphi \\ l_{2,\theta} &= \left(r_\theta + \frac{d}{2}\right) \cdot \theta & l_{2,\varphi} &= \left(r_\varphi + \frac{d}{2}\right) \cdot \varphi \\ \Rightarrow l_{2,\theta} - l_{1,\theta} &= d \cdot \theta & \Rightarrow l_{2,\varphi} - l_{1,\varphi} &= d \cdot \varphi \end{aligned} \quad (9.1)$$

Der Drehwinkel der Handräder ist sowohl von der aktuellen Position als auch aus den Aufnahmen bekannt. Da die Drehung der Handräder proportional zur Längendifferenz der Bowdenzüge und diese wiederum proportional zum Krümmungswinkel ist, ergibt sich eine Proportionalität zwischen dem Drehwinkel am Handrad und dem Krümmungswinkel der Endoskopspitze:

$$\begin{aligned} \theta &\sim \Delta \text{Drahtlänge}_{\text{Handrad } X} & \varphi &\sim \Delta \text{Drahtlänge}_{\text{Handrad } Y} \\ &\sim \Delta \text{Drehwinkel}_{\text{Handrad } X} & &\sim \Delta \text{Drehwinkel}_{\text{Handrad } Y} \end{aligned} \quad (9.2)$$

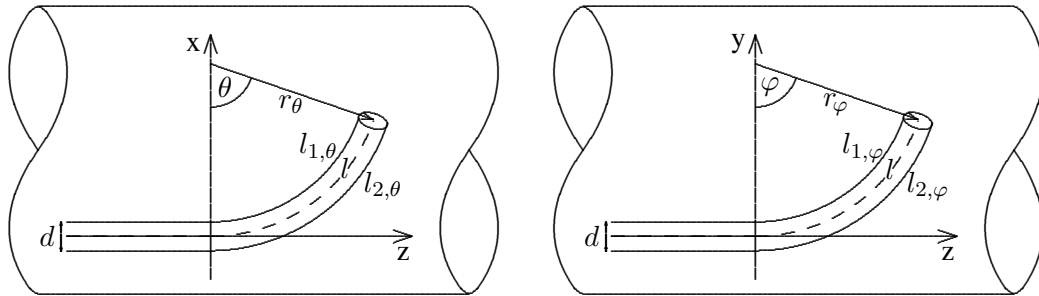


Abbildung 9.5: Die Zeichnungen zeigen, wie aus der Differenz der Drahtlängen $l_{1,\theta}$ und $l_{2,\theta}$ bzw. $l_{1,\varphi}$ und $l_{2,\varphi}$ der Radius und der Winkel des Kreissegments bestimmt wird: Links der Radius r_θ und der Winkel θ in der x/z -Ebene sowie rechts der Radius r_φ und der Winkel φ in der y/z -Ebene. Der Abstand d zwischen den Drähten, sowie die Länge l der gestrichelt gezeichneten neutralen Faser sind dabei konstant, denn sie sind unabhängig von Richtung und Stärke der Biegung.



Position des Objektivs

Ausgehend vom Koordinatenursprung wird die Position des Objektivs durch den Ortsvektor $\vec{O}^{Objektiv}$ wie folgt beschrieben (\rightarrow Abb. 9.6):

$$\vec{O}_{\theta}^{Objektiv} = |\vec{O}_{\theta}^{Objektiv}| \cdot \begin{pmatrix} \sin \frac{\theta}{2} \\ 0 \\ \cos \frac{\theta}{2} \end{pmatrix} \quad \vec{O}_{\varphi}^{Objektiv} = |\vec{O}_{\varphi}^{Objektiv}| \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ \sin \frac{\varphi}{2} \\ \cos \frac{\varphi}{2} \end{pmatrix} \quad (9.3)$$

Dabei entspricht der Betrag dieses Ortsvektors der Sekante s des Kreisbogens. Den Zeichnungen ist zu entnehmen, dass jeweils die Hälfte der Sekante s im Verhältnis zum Radius r den Sinus des halben Winkels ergibt. Die konstante Länge l der Endoskopspitze ergibt sich, indem Winkel und Radius einer Ansicht miteinander multipliziert werden: $l = r_{\theta} \cdot \theta = r_{\varphi} \cdot \varphi$

Durch Einsetzen dieser beiden Gleichungen ergibt sich für den Abstand zwischen dem Koordinatenursprung und dem Objektiv $s = |\vec{O}^{Objektiv}|$ Folgendes:

$$s_{\theta} = 2r_{\theta} \sin \frac{\theta}{2} = \frac{2l \sin \frac{\theta}{2}}{\theta} \quad s_{\varphi} = 2r_{\varphi} \sin \frac{\varphi}{2} = \frac{2l \sin \frac{\varphi}{2}}{\varphi} \quad (9.4)$$

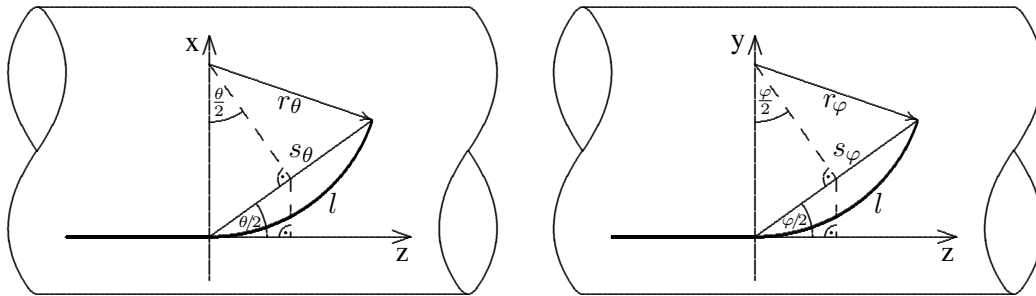


Abbildung 9.6: Diese Zeichnungen zeigen, wie in der x/z-Ebene und in der y/z-Ebene die Sekanten s_{θ} bzw. s_{φ} berechnet werden. Die resultierenden Abhängigkeiten stellen Grenzwerte für die Bestimmung der Sekante im dreidimensionalen Raum dar.

Diese Betrachtungen der zweidimensionalen Ebenen sind auf den dreidimensionalen Raum zu erweitern. Dies könnte beispielsweise durch Projektion einer Ebene auf die andere erfolgen, was jedoch eine der Richtungen bevorzugen würde. Daher muss eine symmetrische Lösung gefunden werden.

Die von Gillies und Williams (1987), Poon (1991) und Körner (2003) vorgeschlagene dreidimensionale Lösung sieht nach Anpassen an die hier eingeführte Nomenklatur folgendermaßen aus:

$$\vec{O}_{\theta, \varphi}^{Objektiv} = \frac{4l}{\sqrt{2}} \begin{pmatrix} \frac{\sin^2 \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2}}{\theta \cdot \varphi} \\ \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin^2 \frac{\varphi}{2}}{\theta \cdot \varphi} \\ \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2} \cdot \sqrt{\cos^2 \frac{\theta}{2} + \cos^2 \frac{\varphi}{2}}}{\theta \cdot \varphi} \end{pmatrix} \quad (9.5)$$

Da die damit erfolgende Beschreibung der Endoskopspitze, wie in speziellen, zweidimensionalen Fällen durch Grenzwertbetrachtung einfach gezeigt werden kann (\rightarrow **Abbildungen vom Drei- ins Zweidimensionale** ab Seite 203), deutlich von der im Zweidimensionalen hergeleiteten Beschreibung abweicht, wurde von dieser verbreiteten Formel Abstand genommen.

Stattdessen wurden analog zum zweidimensionalen Fall Winkel und Strecken bestimmt: Durch Betrachtung der Zusammenhänge zwischen den Strecken o_x , o_y und o_z und der Sekante im dreidimensionalen Raum ergibt sich der folgende Zusammenhang (\rightarrow **Orientierung des Objektivs im Raum** ab Seite 206):

$$\vec{O}_{\theta, \varphi}^{Objektiv} = |\vec{O}_{\theta, \varphi}^{Objektiv}| \cdot \begin{pmatrix} \sin \frac{\theta}{2} \\ \sin \frac{\varphi}{2} \\ \sqrt{\frac{\sin^2 \frac{\theta}{2} \cdot \cos^2 \frac{\varphi}{2} - \sin^2 \frac{\varphi}{2} \cdot \cos^2 \frac{\theta}{2}}{\cos^2 \frac{\varphi}{2} - \cos^2 \frac{\theta}{2}}} \end{pmatrix} \quad (9.6)$$

Dabei ist der Betrag des Vektors $\vec{O}_{\theta, \varphi}^{Objektiv}$ zwischen dem Ursprung des Koordinatensystems und dem Objektiv noch nicht definiert. Die Bestimmung dieser im Raum liegenden Sekante $s_{\theta, \varphi} = |\vec{O}_{\theta, \varphi}^{Objektiv}|$ erfolgt über Grenzwertbetrachtungen (\rightarrow **Abstand des Objektivs vom Ursprung** ab Seite 207).

$$s_{\theta, \varphi} = 4l \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2}}{\theta \cdot \varphi} \quad (9.7)$$

Dieses Ergebnis in die vorherige Gleichung eingesetzt ergibt eine symmetrische Formel. Für die beiden Grenzfälle $\varphi \rightarrow 0$ bzw. $\theta \rightarrow 0$ entsteht eine zweidimensionale Abbildung, die den Betrachtungen der x/z- bzw. der y/z-Ebene entspricht (\rightarrow **Abbildungen vom Drei- ins Zweidimensionale** ab Seite 203).



Um die bisher noch nicht berücksichtigte Rotation um die Schlauchachse mit dem Winkel α bezüglich der z-Achse zu ermitteln, wird zunächst die passende Drehmatrix bestimmt (\rightarrow **Bestimmung der Drehmatrix** ab Seite 208):

$$\mathbf{M}(\alpha) = \begin{pmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (9.8)$$

Durch Multiplikation dieser Matrix mit dem Ortsvektor $\vec{O}_{\theta, \varphi}^{Objektiv}$ ergibt sich der von allen drei Winkeln abhängige Ortsvektor $\vec{O}_{\alpha, \theta, \varphi}^{Objektiv}$:

$$\begin{aligned} \vec{O}_{\alpha, \theta, \varphi}^{Objektiv} &= \mathbf{M}(\alpha) \cdot \vec{O}_{\theta, \varphi}^{Objektiv} \\ &= 4l \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2}}{\theta \cdot \varphi} \begin{pmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sin \frac{\theta}{2} \\ \sin \frac{\varphi}{2} \\ \sqrt{\frac{\sin^2 \frac{\theta}{2} \cdot \cos^2 \frac{\theta}{2} - \sin^2 \frac{\varphi}{2} \cdot \cos^2 \frac{\varphi}{2}}{\cos^2 \frac{\varphi}{2} - \cos^2 \frac{\theta}{2}}} \end{pmatrix} \\ &= 4l \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2}}{\theta \cdot \varphi} \begin{pmatrix} \cos \alpha \cdot \sin \frac{\theta}{2} - \sin \alpha \cdot \sin \frac{\varphi}{2} \\ \sin \alpha \cdot \sin \frac{\theta}{2} + \cos \alpha \cdot \sin \frac{\varphi}{2} \\ \sqrt{\frac{\sin^2 \frac{\theta}{2} \cdot \cos^2 \frac{\theta}{2} - \sin^2 \frac{\varphi}{2} \cdot \cos^2 \frac{\varphi}{2}}{\cos^2 \frac{\varphi}{2} - \cos^2 \frac{\theta}{2}}} \end{pmatrix} \quad (9.9) \end{aligned}$$

Um für den folgenden Vergleich die Objektivposition $\vec{C}_{Colon}^{Objektiv}$ bezüglich des Darmes zu erhalten, ist zum Ortsvektor $\vec{O}_{\alpha, \theta, \varphi}^{Objektiv}$ noch die Länge z_{AO} des Darmes von der Eindringstelle bis zum Koordinatenursprung zu addieren:

$$\begin{aligned} \vec{C}_{Colon}^{Objektiv} &= \vec{C}_{Colon}^{Anus \text{ bis } Origo} + \vec{O}_{\alpha, \theta, \varphi}^{Objektiv} \\ &= \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ z_{AO} \end{pmatrix} + 4l \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2}}{\theta \cdot \varphi} \begin{pmatrix} \cos \alpha \cdot \sin \frac{\theta}{2} - \sin \alpha \cdot \sin \frac{\varphi}{2} \\ \sin \alpha \cdot \sin \frac{\theta}{2} + \cos \alpha \cdot \sin \frac{\varphi}{2} \\ \sqrt{\frac{\sin^2 \frac{\theta}{2} \cdot \cos^2 \frac{\theta}{2} - \sin^2 \frac{\varphi}{2} \cdot \cos^2 \frac{\varphi}{2}}{\cos^2 \frac{\varphi}{2} - \cos^2 \frac{\theta}{2}}} \end{pmatrix} \\ &= 4l \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2}}{\theta \cdot \varphi} \begin{pmatrix} \cos \alpha \cdot \sin \frac{\theta}{2} - \sin \alpha \cdot \sin \frac{\varphi}{2} \\ \sin \alpha \cdot \sin \frac{\theta}{2} + \cos \alpha \cdot \sin \frac{\varphi}{2} \\ \sqrt{\frac{\sin^2 \frac{\theta}{2} \cdot \cos^2 \frac{\theta}{2} - \sin^2 \frac{\varphi}{2} \cdot \cos^2 \frac{\varphi}{2}}{\cos^2 \frac{\varphi}{2} - \cos^2 \frac{\theta}{2}}} + \frac{z_{AO} \cdot \theta \cdot \varphi}{4l \cdot \sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2}} \end{pmatrix} \quad (9.10) \end{aligned}$$

Durch Vergleich der aktuellen Lage des Objektivs $\vec{C}_{Colon}^{Objektiv}$ mit den $n \in \mathbb{N}$ verschiedenen Positionen des Objektivs bei den Aufzeichnungen $\vec{C}_{Colon}^{Objektiv}(n)$, lässt sich die Abweichung $\Delta(n)$ bestimmen:

$$\begin{aligned} \Delta(n) &= |\vec{C}_{Colon}^{Objektiv} - \vec{C}_{Colon}^{Objektiv}(n)| \\ &= 4l \left| \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2}}{\theta \cdot \varphi} \begin{pmatrix} \cos \alpha \cdot \sin \frac{\theta}{2} - \sin \alpha \cdot \sin \frac{\varphi}{2} \\ \sin \alpha \cdot \sin \frac{\theta}{2} + \cos \alpha \cdot \sin \frac{\varphi}{2} \\ \sqrt{\frac{\sin^2 \frac{\theta}{2} \cdot \cos^2 \frac{\theta}{2} - \sin^2 \frac{\varphi}{2} \cdot \cos^2 \frac{\varphi}{2}}}{\cos^2 \frac{\varphi}{2} - \cos^2 \frac{\theta}{2}} + \frac{z_{AO} \cdot \theta \cdot \varphi}{4l \cdot \sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2}} \end{pmatrix} - \right. \\ &\quad \left. \frac{\sin \frac{\theta(n)}{2} \sin \frac{\varphi(n)}{2}}{\theta(n) \cdot \varphi(n)} \begin{pmatrix} \cos \alpha(n) \cdot \sin \frac{\theta(n)}{2} - \sin \alpha(n) \cdot \sin \frac{\varphi(n)}{2} \\ \sin \alpha(n) \cdot \sin \frac{\theta(n)}{2} + \cos \alpha(n) \cdot \sin \frac{\varphi(n)}{2} \\ \sqrt{\frac{\sin^2 \frac{\theta(n)}{2} \cdot \cos^2 \frac{\theta(n)}{2} - \sin^2 \frac{\varphi(n)}{2} \cdot \cos^2 \frac{\varphi(n)}{2}}}{\cos^2 \frac{\varphi(n)}{2} - \cos^2 \frac{\theta(n)}{2}} + \frac{z_{AO}(n) \cdot \theta(n) \cdot \varphi(n)}{4l \cdot \sin \frac{\theta(n)}{2} \cdot \sin \frac{\varphi(n)}{2}} \end{pmatrix} \right| \end{aligned} \quad (9.11)$$

Die günstigste Auswahl Δ_{min} wird getroffen, indem alle Aufzeichnungen n bezüglich ihrer Abweichung $\Delta(n)$ verglichen werden. Für dieses n_{min} gilt:

$$\Delta(n_{min}) = \Delta_{min} \leq \Delta(n) \quad \forall n \in \mathbb{N} \quad (9.12)$$

Ausrichtung des Objektivs

Ist die Endoskopspitze beispielsweise durch Eindrücken in die Darmwand fixiert, ändert sich beim Bewegen des Schlauches deren Position kaum, so dass sich mehrere $n_{min}(m)$, $m \in \mathbb{N}$ ergeben. Da die Blickrichtung des Objektivs dabei jedoch durch verschiedene Krümmungen der Spitze deutlich unterschiedlich sein kann, ist die Berücksichtigung der Ausrichtung bei der Auswahl immer wichtig, wenn mehrere Positionen der Aufnahme zur aktuellen Position vergleichbar gut liegen.

Die Ausrichtung des Objektivs entspricht dem Tangentenvektor des begleitenden Dreibeins am distalen Ende des Endoskops. Die Erweiterung der Betrachtung der Tangenten vom zweidimensionalen Fall auf den Raum ergibt (\rightarrow Abb. 9.7):

$$\vec{T}_{\theta, \varphi}^{Objektiv} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{pmatrix} \sin \theta \\ \sin \varphi \\ \sqrt{\cos^2 \theta + \cos^2 \varphi} \end{pmatrix} \quad (9.13)$$



Wird die Drehung um die Schlauchachse im Winkel α durch Multiplikation mit der Matrix \mathbf{M} berücksichtigt, ergibt sich für die Richtung der Endoskopspitze:

$$\begin{aligned}\vec{T}_{\alpha, \theta, \varphi}^{Objektiv} &= \mathbf{M}(\alpha) \cdot \vec{T}_{\theta, \varphi}^{Objektiv} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{pmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sin \theta \\ \sin \varphi \\ \sqrt{\cos^2 \theta + \cos^2 \varphi} \end{pmatrix} \\ &= \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{pmatrix} \cos \alpha \cdot \sin \theta - \sin \alpha \cdot \sin \varphi \\ \sin \alpha \cdot \sin \theta + \cos \alpha \cdot \sin \varphi \\ \sqrt{\cos^2 \theta + \cos^2 \varphi} \end{pmatrix} \quad (9.14)\end{aligned}$$

Indem das Skalarprodukt zwischen dem Tangenteneinheitsvektor $\vec{T}_{\theta, \varphi}^{Objektiv}$ der aktuellen Situation und dem Tangenteneinheitsvektor $\vec{T}_{\theta, \varphi}^{Objektiv}(n)$ von der Aufnahme n gebildet wird, lässt sich der dazwischen liegende Winkel δ bestimmen:

$$\cos \delta(n) = \vec{T}_{\theta, \varphi}^{Objektiv} \cdot \vec{T}_{\theta, \varphi}^{Objektiv}(n) \quad (9.15)$$

Für den hier betrachteten Fall – mehrere bezüglich des Abstandes gleich gute Aufnahmen $n_{min}(m)$ – wird zusätzlich auf einen geringen Unterschied der Blickrichtung, d. h. ein kleines δ , optimiert. Aus den Aufzeichnungen wird letztlich $n_{min}(m)$ gewählt, wobei für das aus der Winkelbetrachtung gewonnene m_{min} gilt:

$$\delta(n_{min}(m_{min})) = \delta_{min} \leq \delta(n_{min}(m)) \quad \forall m \in \mathbb{N} \quad (9.16)$$

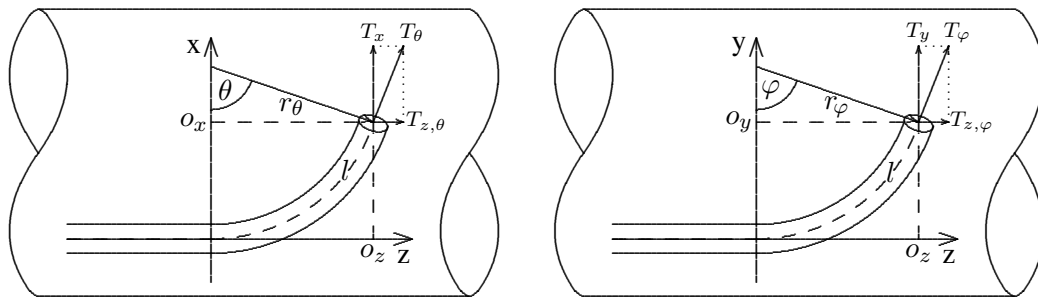


Abbildung 9.7: Durch Zerlegen der Tangentenvektoren in ihre Komponenten ist aus der linken Zeichnung $T_x \sim \sin \theta$ und aus der rechten Zeichnung $T_y \sim \sin \varphi$ zu entnehmen. Durch quadratisches Addieren der beiden Komponenten in z-Richtung ergibt sich die z-Komponente des Tangentenvektors im Raum: $T_z = \sqrt{T_{z, \theta}^2 + T_{z, \varphi}^2} \sim \sqrt{\cos^2 \theta + \cos^2 \varphi}$.

9.2 Automatische Hilfe und Führung

9.2.1 Empfehlungen als Trainingsunterstützung

Die zweite der beiden neuen Trainingsmethoden ist insbesondere für Fortgeschrittene interessant. Scheint beim Training der Weg Richtung Caecum bzw. terminales Ileum versperrt oder wird eine Möglichkeit gesucht, mit möglichst wenig Kraft weiter zu kommen, kann Hilfe angefordert werden (→ Abb. 9.8):

Der über einen mehrfach optimierten Algorithmus berechnete Weg wird bei Auswahl von `HelpDir` optisch, bei `HelpAuto` zusätzlich haptisch ausgegeben.

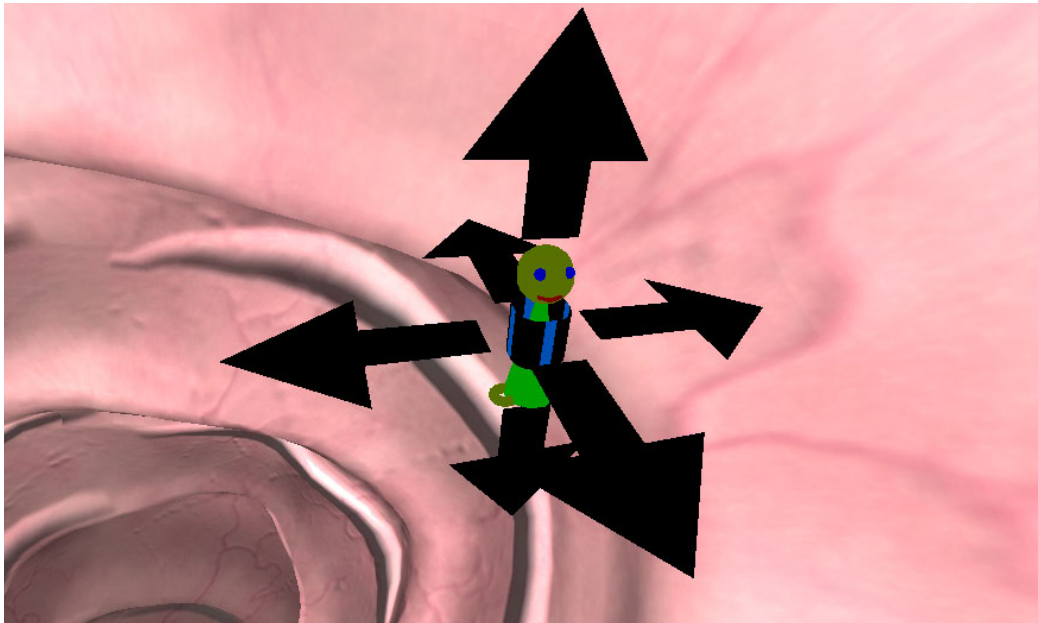


Abbildung 9.8: Um schwierige Situationen alleine lösen zu können, steht dem Benutzer sowohl eine haptische als auch die hier gezeigte optische Hilfe zur Verfügung.

9.2.2 Berechnung der optimalen Bewegungsabfolge

Der im Folgenden hergeleitete Algorithmus hat die Aufgabe, aufbauend auf Kräften, die über eine Simulation berechnet werden, von einer beliebigen Position aus Empfehlungen für den weiteren Weg geben zu können. Beispielfhaft wird für die Implementation die erweiterte Kraftberechnung von *EndoSim* eingesetzt.



Voraussetzungen für die Entwicklung des Algorithmus

Da die resultierende Kraft – wie dies bei der vorliegenden Simulation der Fall ist – von der Abfolge der Bewegungen abhängig sein kann, ist es erforderlich, bei der Suche eines möglichst günstigen Weges ebenfalls die Reihenfolge der Bewegungen einzuhalten.

Empfehlungen für den Anwender lassen sich in diskreten Stufen einfacher und besser verständlich vermitteln als stetige Veränderungen. Im Gegensatz zu verwirrenden Angaben von Gradzahlen und Millimetern, die über die Anforderungen an die Präzision bei einer Koloskopie hinausgehen, ist beispielsweise die Anweisung „zweimal nach rechts drehen und dann nach vorne schieben“ sowohl optisch als auch haptisch klar verständlich zu vermitteln.

Wie bei einer realen Koloskopie soll der Eindringvorgang zügig durchgeführt werden. Es ist jedoch darauf zu achten, dass die aufgewendeten Kräfte nicht zu hoch werden. Aus diesem Grund wird bei dem hier vorgestellten Algorithmus auf ein möglichst tiefes Eindringen optimiert, wobei als Nebenbedingung festgelegt ist, dass die dabei eingesetzten Kräfte beschränkt sind.

Bei der Kraftberechnung für eine Bewegungsabfolge ist zu beachten, dass Bewegungsschritte, bei denen extrem hohe Kräfte auftreten, besonders negativ zu bewerten sind. Diese Gewichtung wird durch die Bildung der quadratischen Summe aus den Kräften, die nach Ausführen der einzelnen Bewegungsschritte auftreten, erreicht:

$$F_{Abfolge} = \sqrt{\sum_{b=1}^{Bewegungsschritte} F_{Folge}^2(b)} \quad (9.17)$$

Die Kraft $F_{Folge}(b)$ setzt sich wiederum aus verschiedenen Kräften zusammen, die bei einer Untersuchung auf den Patienten wirken. Da dies schon ausführlich dargelegt wurde (→ **Berechnung der Gesamtkraft** ab Seite 138), wird hier nur das Ergebnis dieser Betrachtungen in einer kompakten Form für die nachfolgenden Berechnungen wiederholt:

$$F_{Folge}(b) = \sqrt{\frac{1}{Kräfte} \sum_{k=1}^{Kräfte} F_k^2(b)} \quad (9.18)$$

Um erlaubte Bewegungen von zu stark belastenden zu unterscheiden, wird ein Limit F_{Limit} festgelegt, unter dem die nach einem Bewegungsschritt auftretende Kraft $F_{Folge}(b)$ im Durchschnitt liegen muss:

$$\overline{F_{Folge}(b)} < F_{Limit} \quad (9.19)$$

Daraus ergibt sich als Kriterium für eine erlaubte Abfolge von Bewegungen die Erfüllung folgender Ungleichung:

$$\begin{aligned} F_{Abfolge} &< \text{Bewegungsschritte} \cdot F_{Limit} \\ \sqrt{\sum_{b=1}^{\text{Bewegungsschritte}} F_{Folge}^2(b)} &< \text{Bewegungsschritte} \cdot F_{Limit} \\ \sqrt{\frac{1}{\text{Kräfte}} \sum_{b=1}^{\text{Bewegungsschritte}} \sum_{k=1}^{\text{Kräfte}} F_k^2(b)} &< \text{Bewegungsschritte} \cdot F_{Limit} \quad (9.20) \end{aligned}$$

Funktionsweise des Algorithmus

Um die später beschriebene Bereichs-Optimierung zu erlauben und um auch für den Fall, dass keine Lösungen unter dem Limit möglich sind, Empfehlungen geben zu können, werden zunächst Bewegungsfolgen mit der geringsten Kraft für ein bestimmtes Vorwärtsskommen abgespeichert. Dann wird aus diesem Feld die Abfolge mit dem tiefsten Eindringen ausgewählt, für welche die aus der vorherigen Ungleichung hervorgehende Randbedingung erfüllt ist:

$$\frac{\sqrt{\frac{1}{\text{Kräfte}} \sum_{b=1}^{\text{Bewegungsschritte}} \sum_{k=1}^{\text{Kräfte}} F_k^2(b)}}{\text{Bewegungsschritte}} < F_{Limit} \quad (9.21)$$

Wurde das Endoskop durch den Benutzer in eine besonders ungünstige Position gebracht, ist es möglich, dass die dort vorherrschenden Kräfte so groß sind, dass diese Ungleichung nie erfüllt wird. Dann wird bei der Auswahl des Weges die höchste Priorität auf die Kraft gelegt. Nur falls diese für mehrere Optima gleich ist, wird das maximale Vorwärtsskommen als zweites Auswahlkriterium eingesetzt.



Grenzen des Algorithmus

Die Rechentiefe, d. h. die Anzahl der vorausberechneten Bewegungsschritte, ist von der verfügbaren Zeit, der Rechenleistung und dem Algorithmus abhängig. Der aktuell eingesetzte Rechner benötigt pro Berechnungsschritt ca. 2 ms. Da die Zeit auch bei zusätzlichen, aufwändigen Berechnungen im Bereich des Algorithmus kaum ansteigt, ist davon auszugehen, dass sie größtenteils durch den Simulationsaufwand zur Bestimmung der Kräfte definiert ist.

Mit Hilfe von erweiterten Programmoptimierungen durch den Compiler und durch den Einsatz eines aktuellen Rechners sollten Berechnungszeiten von deutlich unter 1 ms möglich sein. Einen guten Anhaltspunkt bezüglich des Fortschritts der Computertechnologie im Bereich der Rechenleistung bietet der standardisierte Benchmark SPEC¹ (vgl. Brinkschulte und Ungerer 2007): Danach beträgt die Rechenleistung (Basis-Test CPU2006) für den derzeit eingesetzten Rechner 9,31, für einen vergleichbaren aktuellen Rechner ist sie mit 18,5 fast doppelt so hoch (vgl. SPEC 2006).

Das Endoskop kann auf vier Freiheitsgraden in jeweils zwei Richtungen bewegt werden. Daraus ergibt sich ein Suchraum S , der acht Möglichkeiten pro Bewegung umfasst. Auf Bewegungskombinationen wurde weitgehend verzichtet, da einzelne Bewegungen besser zu vermitteln sind. Eine Ausnahme bilden Dreh- und Schubbewegungen am Endoskopschlauch, die beispielsweise zur Auflösung von Darmschlingen zeitgleich ausgeführt werden müssen. In diesem Fall werden die beiden Bewegungen bei Berechnung und Anzeige zusammengefasst.

Da die Länge der Abfolge linear zunimmt und die Möglichkeiten $s \in S$ sich bei jedem weiteren Schritt verachtfachen, ergibt sich für die Anzahl der Simulationen eine polynominelle Größenordnung von $\mathcal{O}(\text{Bewegungen} \cdot 8^{\text{Bewegungen}})$ (vgl. Bachmann 1894; Landau 1909). Dadurch werden die maximal möglichen Bewegungsschritte begrenzt, weshalb im Folgenden verschiedene Möglichkeiten zur Reduktion der stark Ressourcen beanspruchenden Kraftberechnungen vorgestellt werden.

¹Standard Performance Evaluation Corporation: Institution, welche die aktuell bedeutendsten standardisierten Performance-Tests für die Rechenleistung im praktischen Betrieb definiert.

9.2.3 Optimierung des Algorithmus

„Die definierende Eigenschaft von einem diskreten Optimierungsproblem ist, dass das unbekannte x von einer endlichen (aber oft sehr großen) Menge genommen wird“ Nocedal und Wright (2006). Die Menge der Bewegungsmöglichkeiten ist beim vorliegenden Fall – vergleichbar mit einem Schachprogramm – durch die Rechentiefe bestimmt und steigt, wenn diese vergrößert wird, stark an. Durch ein möglichst frühzeitiges Erkennen und Abbrechen von Folgen, die das Ergebnis nicht weiter verbessern können und durch die Vermeidung von mehrfachen Berechnungen gleicher Folgen lässt sich die Menge der erforderlichen Berechnungsschritte reduzieren.

Da die Reihenfolge bei der Suche der günstigsten Bewegungsabfolge eingehalten werden muss, sind die Möglichkeiten einer Optimierung stark eingeschränkt. Zwei Möglichkeiten für deutliche Verbesserungen wurden trotzdem gefunden und nach der Implementation evaluiert. Diese können auch kombiniert werden, was, wie später gezeigt wird, zu einem besonders guten Ergebnis führt.

Schritt-Optimierung

Indem Zwischenergebnisse der aufsummierten Kräfte und die Parameter der Simulation gespeichert werden, ist es möglich, Teile der Berechnungen des Gesamtweges wieder zu verwenden. Nach jedem Bewegungsschritt werden die bisher aufgetretenen Kräfte, die Position des Darmes unter Berücksichtigung von Dehnung und Schlingenbildung sowie die Einstellung des Koloskops (Einführtiefe in den Colon, die durch die Handräder definierte Ausrichtung der Spitze und die durch Rotation verursachte Ausrichtung des Endoskopschlauches) als Berechnungsgrundlage für das weitere Vorgehen festgehalten.

Aufbauend auf die zwischengespeicherten Ergebnisse des unveränderten Teils, müssen nur noch die abweichenden Bewegungen des nachfolgenden Teils der Abfolge berechnet werden. So werden beispielsweise bei der Berechnung des letzten Bewegungsschrittes die im vorherigen Absatz beschriebenen Werte des vorletzten Schrittes übernommen und dann ausschließlich für den letzten Schritt die Kraft neu bestimmt. Auf diese Weise verhindert die Schritt-Optimierung unnötige Wiederholung von Rechenschritten.



Bereichs-Optimierung

Eine Bewegung kann sich verschieden bezüglich der Eindringtiefe auswirken: Durch Vorwärts- bzw. Rückwärtsbewegung kann eine Position erreicht werden, die einen Schritt vor bzw. hinter der Ausgangsposition liegt. Ein Bewegungsschritt kann sich jedoch auch neutral bezüglich der Eindringtiefe verhalten. Dies gilt, wenn Drehbewegungen ausgeführt werden oder wenn bei einer Vorwärtsbewegung das Koloskop in die Darmwand gedrückt wird, so dass absolut gesehen kein Vorankommen erzielt wird. Daher können prinzipiell nur Positionen im Darm erreicht werden, die in einem Bereich um die Startposition liegen, der durch die Schrittweite der Vorschubbewegung multipliziert mit der Anzahl der Bewegungsschritte definiert ist.

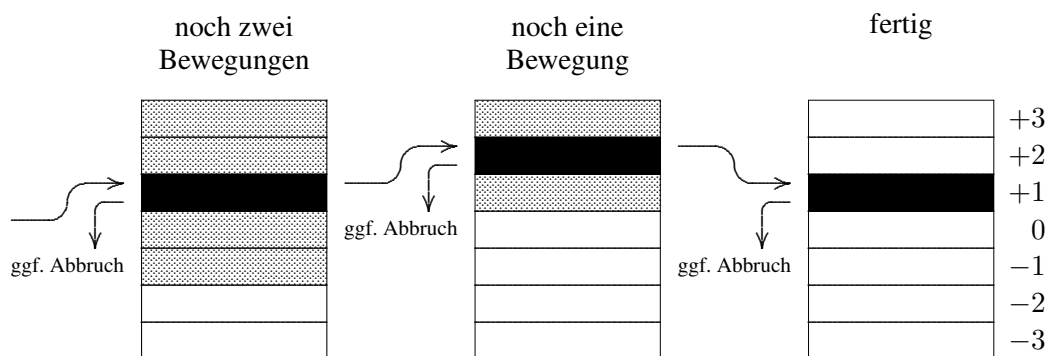


Abbildung 9.9: Beispiel einer Optimierung anhand des erreichbaren Bereiches: Die aktuelle Position nach einer Bewegung ist schwarz dargestellt, der größtmögliche erreichbare Bereich umfasst zusätzlich die grauen Felder. Je weniger Schritte noch auszuführen sind, desto kleiner ist der Weg, welcher maximal in den Colon hinein oder heraus führen kann. Dies führt zu einer zunehmenden Beschränkung und damit zur Verringerung von Verbesserungsmöglichkeiten. Damit steigt die Wahrscheinlichkeit, dass – nach Vergleich der Kräfte, die während des durchgeführten Teils einer Abfolge aufgetreten sind, mit den günstigsten bisher erzielten Werten im erreichbaren Bereich – abgebrochen werden kann.

Je weiter die Berechnung der Abfolge schon fortgeschritten ist, desto kleiner ist die Anzahl der noch folgenden Bewegungen und damit der zu erreichende Bereich (\rightarrow Abb. 9.9). Anhand des Vergleichs der Kräfte, die während des bisherigen Teils der Abfolge aufgetreten sind, mit den günstigsten Ergebnissen der Zielpositionen, die in dem eingeschränkten noch erreichbaren Bereich liegen,

wird entschieden, ob eine Verbesserung möglich ist und daher die Berechnung der Abfolge weiter verfolgt wird, oder ob abgebrochen wird, da keine bessere Lösung möglich ist. Je frühzeitiger Berechnungen aufgrund von deutlichen Kraftunterschieden zwischen verschiedenen Wegen abgebrochen werden können, umso mehr Rechenzeit wird durch diese Optimierung eingespart.

Vergleich der Optimierungen

Zum Vergleich der Effektivität des Algorithmus unter Einsatz der verschiedenen Optimierungen wurden zwei Versuche durchgeführt.

Beim ersten Versuch wird verglichen, wie viele Kraftberechnungen bei verschiedenen Rechentiefen und Optimierungen erforderlich sind. Dazu wurde festgelegt, dass die Ausgangsposition für die Bewegungsabfolgen stets der Anfang des simulierten Darmes ist.

Der Vergleich zwischen Durchgängen ohne Optimierung und Durchgängen mit einer der Optimierungen zeigt deutliche Unterschiede: Während ohne Optimierung $Bewegungen \cdot 8^{Bewegungen}$ Kraftberechnungen erforderlich sind, werden sie durch den Einsatz der Schritt-Optimierung auf $Bewegungen \cdot 5,797^{Bewegungen}$ reduziert. Die Übereinstimmung der einzelnen Werte mit der Formel ist beim ersten Fall, wie zu erwarten, exakt (Kovarianz = 1) und im zweiten Fall sehr gut (Kovarianz = 0,999). Die Ordnungen sind dementsprechend $\mathcal{O}(Bewegungen \cdot 8^{Bewegungen})$ ohne bzw. $\mathcal{O}(Bewegungen \cdot 5,797^{Bewegungen})$ mit Optimierung.

Auch die Optimierung des Bereiches spart signifikant Kraftberechnungen ein. Am deutlichsten ist der Unterschied jedoch, wenn beide Optimierungen kombiniert eingesetzt werden: Dann ist die Einsparung so groß, dass bei etwa gleichem Rechenaufwand die Vorausberechnung von zwei weiteren Schritten und damit die Überwindung von größeren Distanzen möglich ist (\rightarrow Abb. 9.10).

Während bei einer festgelegten Rechentiefe die Effektivität der Schritt-Optimierung konstant ist, hängt sie bei der Bereichs-Optimierung – und damit auch beim Einsatz beider Optimierungen – von der Komplexität der Situation ab. Um einen guten Durchschnittswert zu erhalten, wurde daher für den zweiten Versuch die Berechnung des gesamten Weges durch den Darm ausgeführt.



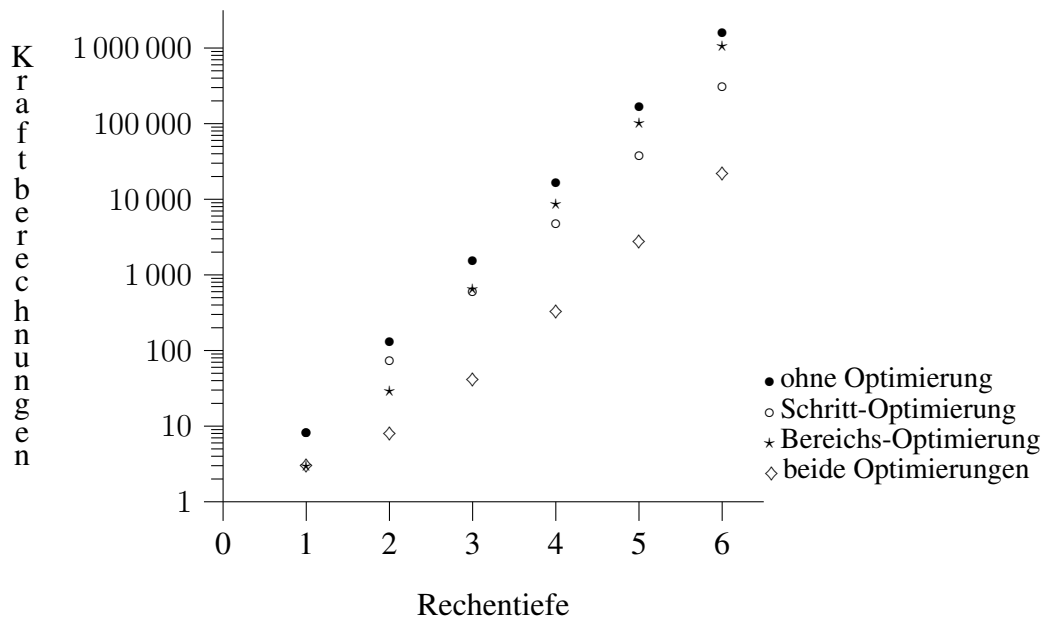


Abbildung 9.10: Das Diagramm zeigt die Anzahl der erforderlichen Kraftberechnungen in Abhängigkeit von den dabei eingesetzten Optimierungen und der ausgewählten Rechentiefe (Anzahl der Bewegungen einer Abfolge). Ein exemplarischer Vergleich der Kraftberechnungen bei Rechentiefe vier ohne Optimierung und Rechentiefe sechs mit beiden Optimierungen zeigt, dass bei vergleichbarem Rechenaufwand durch Kombination beider Einsparmöglichkeiten zwei Schritte mehr im Voraus berechnet werden können.

Wegen des starken Anstiegs der Bewegungsmöglichkeiten ist es auch mit Optimierung nicht möglich, den kompletten Einführvorgang auf einmal zu simulieren. Dennoch ist ein vollständiges Berechnen durch Unterteilen der Gesamtstrecke in mehrere Abfolgen realisierbar. Dieses Aufteilen ist durch die lokale Begrenztheit von Problemstellen möglich. Es muss jedoch sichergestellt sein, dass eine Abfolge lang genug ist, um eine solche Stelle zu überwinden – sonst würde der Algorithmus an der Problemstelle endlos zyklische Bewegungsmuster ausführen.

Der gesamte Eindringvorgang wurde – bei einer Rechentiefe von fünf – durch vier aufeinander folgende Abfolgen durchgeführt. Auch dieser Versuch zeigt deutlich das Einsparpotential der beiden Optimierungen. Besonders deutlich ist dies wiederum bei kombinierten Einsatz: Nur noch 3 % der Kraftberechnung werden benötigt (→ Abb. 9.11).

Optimierung	ohne	Schritt	Bereich	beide	Tiefe
Abfolge 1	163 840	37 448	99 408	2 750	44 %
Abfolge 2	163 840	37 448	74 786	1 120	56 %
Abfolge 3	163 840	37 448	141 736	10 767	78 %
Abfolge 4	163 840	37 448	134 714	7 933	100 %
Σ Berechnungsschritte	655 360	149 792	450 644	22 570	—
rel. Berechnungsschritte	100 %	23 %	69 %	3 %	—

Abbildung 9.11: Die Tabelle zeigt, wie viele Kraftberechnungen für das komplette Eindringen in den Colon benötigt werden. Die Berechnungsschritte in Relation zum Eindringen ohne Optimierung zeigen deutliche Einsparungen an Rechenleistung, vor allem durch Kombination beider Optimierungen. Während der Abfolge 1 bildet sich eine Darmschlinge, die bei Abfolge 2 durch Rückwärtsbewegung unter gleichzeitigem Drehen aufgelöst wird. Daher ist die Zunahme der Eindringtiefe bei der zweiten Abfolge am geringsten.

Optimierung der Schrittweiten durch evolutionären Algorithmus

Von entscheidender Bedeutung bei diskreten Abfolgen ist die Wahl einer günstigen Schrittweite. Sind die Bewegungsschritte zu klein, ergibt sich eine große, verwirrende Anzahl an auszuführenden Bewegungen für den Benutzer. Außerdem wird es wahrscheinlicher, dass Problemstellen nicht mit der verfügbaren Rechen-tiefe überwunden werden und damit ungelöst bleiben. Andererseits können zu große Schrittweiten dazu führen, dass durch zu hohe Kräfte bei sämtlichen weiterführenden Bewegungen das Auffinden eines sinnvollen Weges verhindert wird.

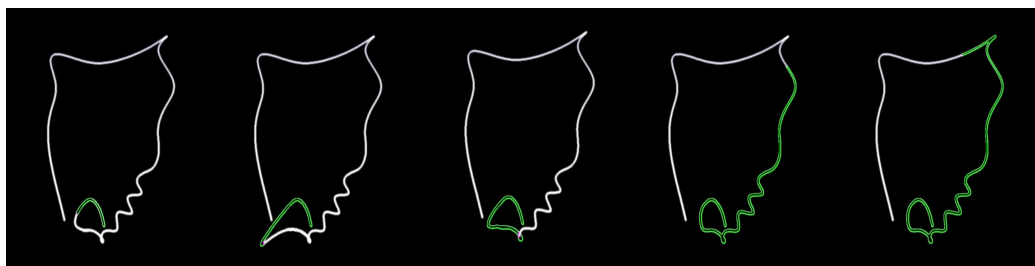


Abbildung 9.12: Röntgendarstellung vom Überwinden einer Darmschlinge und der Flexura coli sinistra: Die Entstehung einer Darmschlinge im Signum wird auf den beiden Bildern links gezeigt. Diese Schlinge wird wieder aufgelöst (mittleres Bild). Dann wird der Colon descendens passiert und die Flexura coli sinistra überwunden (Bilder rechts).



Als Möglichkeit, optimale Schrittweiten automatisch zu finden, soll jetzt beispielhaft der evolutionäre Ansatz „Hillclimbing“ vorgestellt und evaluiert werden.

Nach Gerdes et al. (2004) ist die Grundidee des *Hillclimbings*, „mit einer zufällig gewählten Lösung zu starten, um dann einen ebenfalls zufälligen Schritt in Richtung eines Nachbarn auszuführen. Ist die Bewertung der neuen Lösung besser als die vorhergehende, so wird die neue Lösung behalten. Ansonsten wird in der Umgebung der alten Lösung weitergesucht.

Soll die Zielfunktion $f : S \rightarrow \mathbb{R}$ maximiert werden, sieht der Algorithmus folgendermaßen aus: ...

1. Wähle einen Standpunkt $s_0 \in S$
2. Wähle $s_1 \in S$ in der ‚Nähe‘ von s_0
3. Falls $f(s_1) \geq f(s_0)$, wähle s_1 als neuen Startpunkt und fahre mit 2.) fort; ansonsten fahre mit s_0 als Startpunkt fort und wähle ein neues s_1 in 2.)“

Die Zielfunktion f ist im vorliegenden Fall die von der Position beim Aufruf der Hilfe-Funktion aus erzielte Eindringtiefe. Sowohl die Rechentiefe als auch die Ausgangsposition der Endoskopspitze müssen während der Entwicklung konstant bleiben. Um zu vermeiden, dass auf ein spezielles Hindernis optimiert wird, wurde die Startposition so gelegt, dass mit einer Abfolge sowohl das Signum als auch die Flexura coli sinistra zu überwinden ist (\rightarrow Abb. 9.12).

Als Startwerte der Schrittweiten für die Rotation um die Schlauchachse, für die Handräder und für den Vorschub wurden die in den vorherigen Vergleichen eingesetzten Werte verwendet. Bei jedem Durchgang wird per Zufall eine dieser drei Schrittweiten um einen kleinen Wert verändert. Die Änderung wird genau dann übernommen, wenn nach Durchführung der Abfolge ein tieferes Eindringen als zuvor erzielt wurde. Dem Diagramm ist zu entnehmen, dass die bei 20 % Eindringtiefe im Signum beginnende Bewegung anfangs ca. 40 % erreicht und sich nach 20 Durchgängen erstmals auf 60 % erhöht. Dieses Optimum wird bei weiteren Versuchen nur noch gelegentlich verlassen (\rightarrow Abb. 9.13).

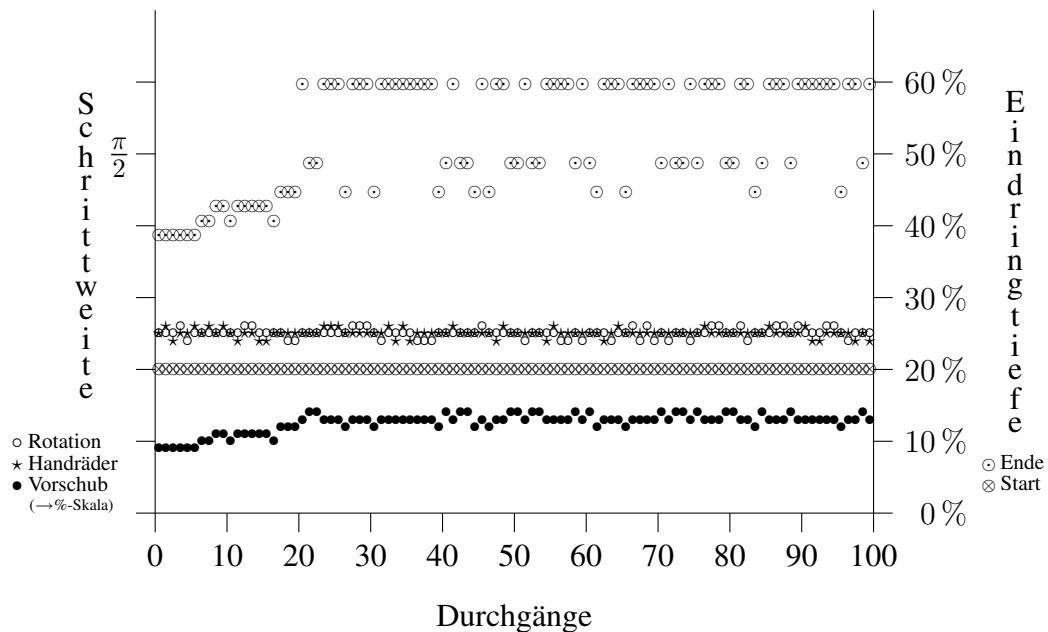


Abbildung 9.13: Das Diagramm zeigt, wie sich die Schrittweiten (Rotation um die Schlauchachse, Handräder und Vorschub) in kleinen Schritten ihrem Idealwert nähern. Als zu optimierende Zielfunktion f wurde ein möglichst tiefes Eindringen gewählt.

9.2.4 Optische und haptische Richtungsempfehlung

Abhängig davon, ob die Funktion `HelpDir` oder die Funktion `HelpAuto` aufgerufen wurde, werden die aus der Berechnung resultierenden Empfehlungen dem Benutzer mitgeteilt (→ Abb. 9.14).

Optische Ausgabe der Empfehlung

Wurde `HelpDir` gewählt, wird die Richtungsempfehlung ausschließlich optisch an den Benutzer übermittelt. Nachdem die Berechnung der Empfehlung abgeschlossen ist, erfolgt eine Einblendung mit folgenden Elementen in das Bild:

Die Ausrichtung im Darm wird durch die Darstellung eines Homunculus², der aus Füßen, Körper und einem Kopf mit Augen und Mund besteht, festgelegt. Dieser ist von einer Walze und sechs Richtungspfeilen umgeben.

²Es gibt verschiedene Bedeutungen für „Homunculus“. Hier ist die wörtliche Übersetzung aus dem Lateinischen gemeint: „Menschlein“.



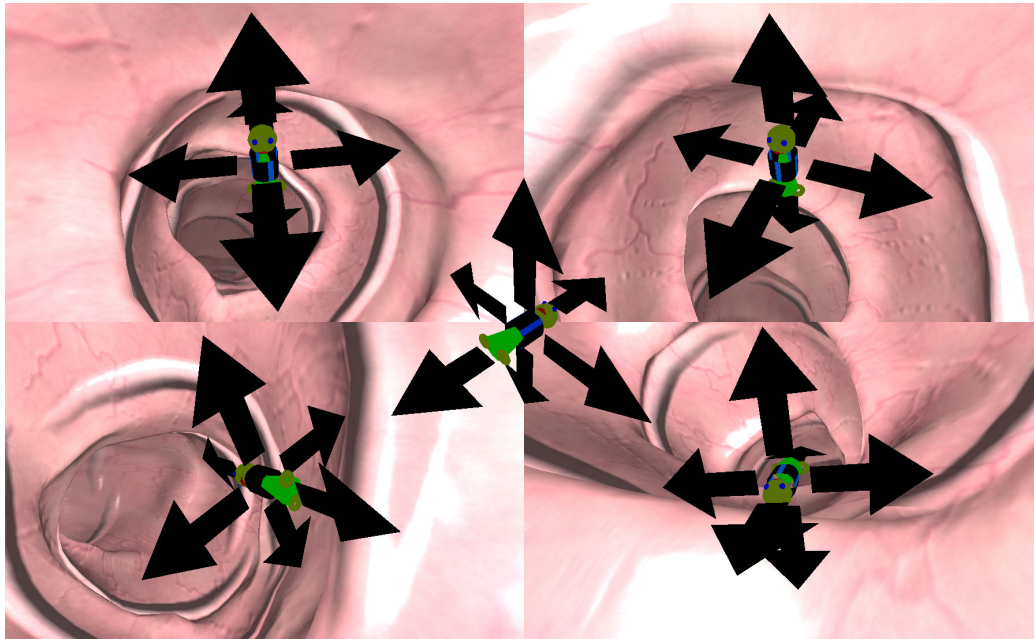


Abbildung 9.14: Diese Screenshots zeigen in verschiedenen Situationen der virtuellen Koloskopie die Anzeige der Hilfe durch einen von Pfeilen und einer Walze umgebenen Homunculus. Die Einblendung in das Bild erfolgt im Anschluss an die Berechnung. Nach der Übermittlung der empfohlenen Abfolge durch das Blinken der Pfeile bzw. das Rotieren der Walze, verschwindet die optische Hilfe wieder.

Die Rotation der aus 16 Segmenten aufgebauten Walze zeigt an, in welche Richtung der Koloskopschlauch zu drehen ist. Das Aufleuchten der beiden Pfeile auf der Körperachse steht für das Ziehen bzw. Schieben des Schlauches, das der anderen vier Pfeile für Bewegungen der Handräder (→ Abb. 9.15).

Dabei wird zyklisch durch Blinken der Pfeile bzw. durch Rotieren der Walze angezeigt, welche Bewegungen nacheinander mit dem Endoskop auszuführen sind, um mit möglichst wenig Kraft tiefer in den Darm einzudringen. Leuchtet beispielsweise zuerst der Pfeil „rückwärts“ auf, dreht sich die Walze dann nach rechts und leuchtet zum Schluss zweimal der Pfeil „vorwärts“ auf, bedeutet dies, dass der Benutzer am besten das Endoskop etwas herauszieht, dann den Schlauch nach rechts dreht und schließlich doppelt so weit wieder hineinschiebt.

Zwischen den Durchgängen erfolgt eine kurze Pause, damit ersichtlich wird, dass es sich bei der darauf folgenden Anzeige um eine Wiederholung handelt. So-

wohl die Anzahl der Wiederholungen der zyklischen Anzeige als auch die Dauer, die ein Pfeil aufleuchtet bzw. die Walze sich dreht, lässt sich frei einstellen.

Haptische Ausgabe der Empfehlung

Unabhängig von den Einstellungen für die ausschließlich optische Anzeige lässt sich für den Fall, dass die Hilfe über ausgewählt wurde einstellen, wie schnell und wie oft die empfohlene Abfolge angezeigt werden soll.

Die Besonderheit bei Wahl dieser Funktion ist, dass zusätzlich zur optischen Ausgabe das Force-Feedback-Gerät von *EndoSim* zur Positionierung genutzt wird (→ **Positionierungssystem für vier Freiheitsgrade** ab Seite 148). Darüber wird das Endoskop entsprechend den Empfehlungen synchron zum Bild bewegt, so dass der Benutzer die beste Vorgehensweise sehen *und* spüren kann.

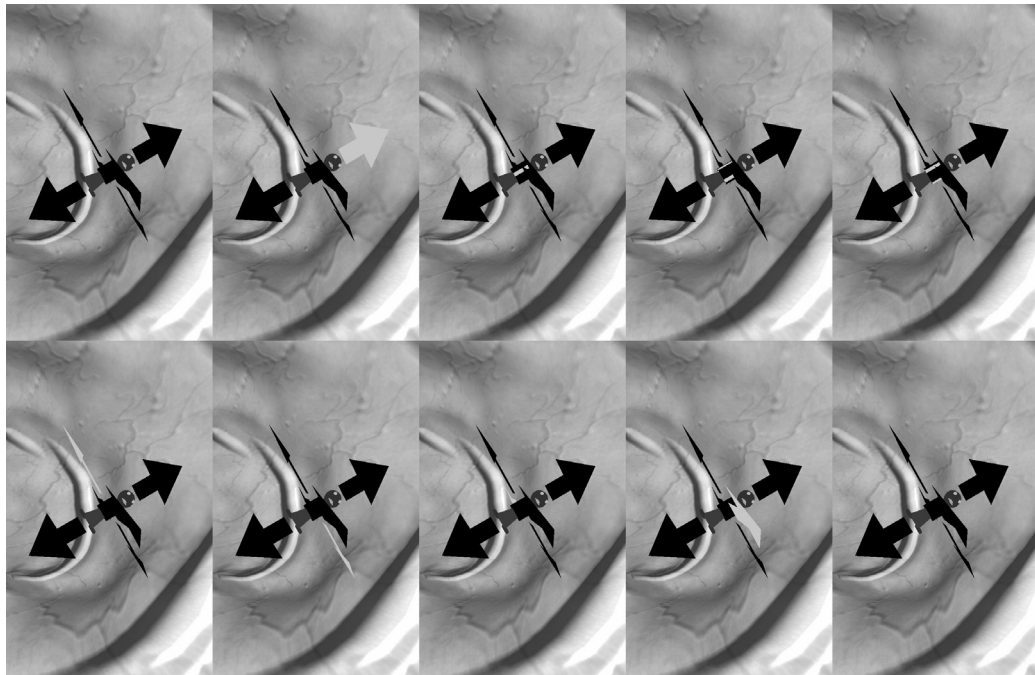


Abbildung 9.15: Die optische Ausgabe der Hilfe von *EndoSim* zeigt durch nacheinander blinkende Pfeile bzw. eine rotierende Walze den Weg, der mit minimalem Widerstand ins Körperinnere führt. In der ersten Zeile wird empfohlen, den Endoskopschlauch hinein zu schieben und dann im Uhrzeigersinn zu drehen (von links nach rechts). In der zweiten Zeile werden verschiedene Bewegungen mit den Handrädern für die Ausrichtung der Endoskopspitze vorgeschlagen.



Kapitel 10

Rückblick und Ausblick

*Immer soll nach Verbesserung des
bestehenden Zustands gestrebt werden,
keiner soll mit dem Erreichten
sich zufriedengeben,
sondern stets danach trachten
seine Sache noch besser zu machen.*

[Robert Bosch (1940), Erfinder und Industrieller]

Zum Abschluss dieser Arbeit werden aus der Betrachtung des Erreichten Empfehlungen für weitere Schritte angeregt. Mit einem kurzen Ausblick zu weiteren interessanten Entwicklungsmöglichkeiten schließt dieses Kapitel.

10.1 Rückblick

10.1.1 Anforderungen

In der vorliegenden Arbeit wurde zunächst die zunehmende Bedeutung der minimal invasiven Medizin anhand des Teilgebietes Koloskopie dargestellt. Nach Darlegung des Nutzens dieser endoskopischen Methode – u. a. zur Krebsvorsorge – wurden Probleme, die sich bei der Anwendung dieser Technik ergeben, beleuchtet. Die weiteren Betrachtungen führten zu der Schlussfolgerung, dass die meisten Schwierigkeiten durch eine gute Ausbildung in den Griff zu bekommen sind.

Schon seit etwa einem halben Jahrhundert wird versucht, durch den Einsatz verschiedener Trainingssimulatoren die Ausbildung zu verbessern. Durch die in den letzten Jahren aufgekommenen Computersimulatoren werden die größten Verbesserungen beim Ausbilden und Überprüfen der Leistungen erwartet. Einerseits gehört Computersimulatoren die Zukunft, andererseits ist die Wiedergabe der Realität und die Möglichkeit, den Ausbilder zu ersetzen, noch eingeschränkt.

10.1.2 Erreichte Ziele

Indem das Force-Feedback-System von *EndoSim* so erweitert wurde, dass es in allen Freiheitsgraden aktiv Käfte erzeugen kann, ist nun eine maximale haptische Realitätstreue erreichbar. Beispielsweise ist dadurch das Erspüren der richtigen Drehrichtung beim Auflösen einer Darmschlinge erst möglich geworden. Durch die Ergänzung mit akustischer Rückmeldung wird der Realitätsbezug nochmals erhöht.

Des Weiteren ist nach Abschluss der mannigfaltigen Arbeiten an Mechanik, Elektronik und Software erstmalig ein Force-Feedback-System für die Koloskopie entstanden, welches das softwaregesteuerte Anfahren beliebiger Positionen auf allen vier Freiheitsgraden erlaubt (→ Abb. 10.1).

Diese Positionierung gestattet es, auf vielfältige Art und Weise helfend in das Geschehen einzugreifen: Für ein benutzerfreundliches Verhalten wird diese Möglichkeit anfangs in Form des Kalibrierens der Haptik eingesetzt, im weiteren Verlauf, um dem Anwender das Anfahren bestimmter Positionen über Regler auf der grafische Benutzerfläche zu ermöglichen. Komplexere Anwendungen sind die

Führung des Benutzers anhand einer vom Experten erstellten Vorgabe und – für den Fall, dass er beim freien Training in einer problematischen Situation nicht mehr weiter weiß – das Bereitstellen einer haptischen Hilfe.

Die Umsetzung der erstgenannten komplexeren Anwendung erlaubt Anfängern ein von der Verfügbarkeit von Ausbildern unabhängiges Training, indem sie sich anhand einer – am besten professionell aufgenommenen – Bewegungsfolge führen lassen. Auch für Fortgeschrittene steht mit der zweitgenannten Anwendung – der optischen und haptischen Hilfe durch Berechnung des optimalen Weges – eine Trainingsunterstützung zur Verfügung. Der Lernfortschritt kann durch Vergleich der berechneten mit eigenen Bewegungen erzielt werden.

Indem sowohl Anfänger als auch Fortgeschrittene so weitgehend auf Hilfe eines Fachmanns verzichten können, ist der Simulator in der Lage, die vielen Vorteile, die mit einem unabhängigen Training verknüpft sind, voll auszuspielen.



Abbildung 10.1: In Verbindung mit Software und Elektronik ist das Force-Feedback-Gerät von *EndoSim* die erste Haptik, welche auf allen vier Freiheitsgraden ein aktives Force-Feedback und eine Positionierung erlaubt. Dies ist Voraussetzung für ein realistisches Training, für die neu realisierten Trainingsmöglichkeiten und für die Implementierung weiterer Anwendungen (Kopplung mehrerer Simulatoren, Teleteaching, etc.).

10.2 Ausblick

Wie in den vorherigen Kapiteln dargelegt, wurde bei der Entwicklung auch auf den Kostenaspekt sowie auf die Benutzerfreundlichkeit Wert gelegt. Da zur angenehmen Nutzung eines Gerätes auch die äußere Gestaltung gehört, wird im Folgenden ein Blick auf die Ergonomie geworfen. Deren Verbesserung lässt sich



gut mit der Erweiterung um die Simulation spezieller Techniken wie der externen Kompression und der Umlagerung kombinieren.

Weitere Möglichkeiten lassen sich aus der neuartigen Hilfe, die durch Kombination von Berechnung und Positionierung entstanden ist, ableiten: Durch verbesserte Optimierungen des Algorithmus lässt sich der Anwendungsbereich ausbauen und die Positionierung auf allen Freiheitsgraden eröffnet neue Möglichkeiten, wie beispielsweise ein delokalisiertes Training auch über große Distanzen.

Daher soll jetzt betrachtet werden, wie *EndoSim* mit wenig Aufwand ergonomischer und vielseitiger gestaltet werden kann, neue Vorteile durch schnellere Berechnungen entstehen und das Training auch mit gekoppelten Geräten und über die Ferne realisierbar wird.

10.2.1 Lokale und delokale Kopplung mehrerer Simulatoren

Durch die neu geschaffene Möglichkeit, beliebige Positionen anzufahren, bietet es sich an, zwei oder mehrere Geräte zu koppeln. Prinzipiell gibt es zwei Möglichkeiten, wie das Training mit einem erfahrenen Mediziner durchgeführt werden kann: Zum einen durch unmittelbare Anwesenheit im gleichen Raum, zum anderen, indem der Experte über eine Datenfernverbindung das Training leitet.

Lokales Training

Die einfachste Variante besteht aus dem Koppeln zweier in einem Raum lokalisierter Simulatoren. So kann durch gemeinsame Nutzung eines Computers für die beiden haptischen Geräte eine kostengünstige Lösung ohne den Aufwand einer Datenfernübertragung realisiert werden.

Das Training besteht darin, dass der erfahrene Endoskopiker an einem Gerät vollständig die Führung übernimmt und der Anfänger sich an dem angekoppelten zweiten Gerät mitführen lässt. Handelt es sich um einen Fortgeschrittenen, arbeitet der Übende selbstständig. Der Experte greift dann nur noch bei Bedarf ein.

Nachteil dieser Methode ist, dass trotz Simulator ein erheblicher Zeitaufwand für den Experten entsteht. Daher ist es praktikabler, wenn mehrere Auszubildende gleichzeitig durch einen Experten betreut werden. Dabei sind die Simulatoren der Lernenden fächerartig mit dem des Ausbilders zu verbinden.

Bei Anfängern übernimmt der Betreuer wieder vollständig die Führung, während die Schulungsteilnehmer jeweils an ihrem Simulator mitgeführt werden. Bei fortgeschrittenen Auszubildenden kann er das zu bewältigende Problem vorgeben und sie alleine damit arbeiten lassen. Nur wenn bei einem Übenden Schwierigkeiten auftreten, greift der Experte durch gezieltes Ankoppeln seines Simulators dort wieder aktiv ein.

Auf diese Weise ist es durch die Kopplung mehrerer Geräte möglich, dass ein erfahrener Endoskopiker mehrere Auszubildende gleichzeitig – und damit zeit- und kostensparend – betreuen kann.

Teleteaching

Erfolgt die Kommunikation über große Distanzen, wird dies auch als *Telematik*, „eine Kombination von *Telekommunikation* und *Informatik*“ (Dugas und Schmidt 2003) bezeichnet. So wurden testweise schon Operationen via Internet durchgeführt (vgl. Anvari 2007). Für die Kopplung mehrerer Geräte ist eine Datenverbindung erforderlich. Sie lässt sich mit einem akzeptablen Aufwand über größere Strecken nur dann realisieren, wenn auf vorhandene Infrastruktur zurückgegriffen wird. Als Übertragungsprotokoll bietet sich das weit verbreitete TCP/IP¹ an, als Datennetz beispielsweise das innerhalb von Einrichtungen häufig eingesetzte Gigabit-Ethernet², außerhalb ganz allgemein das Internet.

Während die Latenzzeit³ von 0,512 μ s und die Übertragungsrate von 1000 Megabit bei einem Gigabit-Netz zweifelsohne ausreichend sind, können diese Faktoren bei der großen Entfernung über Internet – da genannte Parameter hier nicht garantiert sind – zu Problemen führen (vgl. Schemberg und Linten 2007). Des Weiteren nimmt die Bedeutung von Sicherheitsaspekten in einem international verwendeten Netz zu.

¹Das Transmission Control Protocol/Internet Protocol ist ein Netzwerkprotokoll und wird wegen seiner großen Bedeutung für das Internet auch kurz nur als Internetprotokoll bezeichnet. Der Aufbau des Protokolls und die Einbindung ins OSI-Schichtenmodell ist im TCP/IP-Referenzmodell beschrieben. Die Identifizierung der Rechner erfolgt dabei über IP-Adressen.

²Das Ethernet ist eine kabelgebundene Datennetztechnik für lokale Datennetze, wobei das Gigabit-Ethernet eine aktuell viel verwendete Ausprägung darstellt, die sowohl über Kupferkabel als auch über Glasfaser realisiert werden kann.

³Latenzzeit ist die Zeitspanne, die ein Datenpaket benötigt, um in einem Netzwerk vom Sender zum Empfänger zu gelangen.



Da im Gegensatz zu Operationen über das Internet die Folgen eines Fehlers bei der Kopplung von mehreren *EndoSim*-Simulatoren nicht fatal sind, können standardisierte Methoden für den Umgang mit Latenzzeiten, unregelmäßigen Übertragungsraten und zur Sicherstellung der korrekten Datenübertragung eingesetzt werden. So ist es möglich, mit geringem Aufwand diese interessante Novität zu realisieren: Indem ein Lernender der Endoskopie auch über große Distanzen Trainingsunterstützung erhalten kann, wird Expertenwissen vermittelt, ohne dass es zu einem Treffen der Parteien kommen muss.

10.2.2 Erweiterung des vorausberechneten Weges

Es wurde eine Möglichkeit aufgezeigt, wie sich ein günstiger Weg ins Innere des Colons berechnen lässt. Da die maximal zu überwindende Strecke durch die in einer akzeptablen Zeit erreichbare Rechentiefe beschränkt ist, wurden passend zum Algorithmus zwei Methoden zur Optimierung vorgestellt. Damit konnte die Reichweite deutlich erhöht werden.

Um noch weiter zu kommen, bieten sich zwei Ansätze an: Erstens sind bei den vorgestellten Berechnungen weitere Optimierungen denkbar. Zweitens ergeben sich im Bereich der Computertechnik laufend Fortschritte, so dass auch durch Umstieg auf einen aktuellen Computer die Rechentiefe vergrößert werden kann. Indem beide Ansätze kombiniert werden, könnte ein weiterer Weg im Voraus berechnet werden – im besten Fall die komplette Untersuchung auf einmal.

10.2.3 Ergonomie

Eine komfortablere Handhabung ließe sich durch Optimieren des nachgebauten Bedienteils und durch Verkleiden des Force-Feedback-Systems erreichen.

Das im Vergleich zu seinem Vorbild eckigere Handteil hat durch den Umstieg auf den vorteilhaften, da dauerhaft leichtgängigen, Direkt- bzw. Riemenantrieb noch zwei abstehende Motoren dazubekommen. Dieses Problem ließe sich durch den Einsatz von Flachmotoren lösen: Beispielsweise hat der EC 45 Flachmotor von Maxon Motor (2007) trotz eines größeren Drehmomentes⁴ eine Dicke von

⁴Anhaltemoment des RE 35: 493 mNm (vgl. Maxon Motor 2003); Anhaltemoment des EC 45 Flachmotors: 822 mNm (vgl. Maxon Motor 2007).

nur ca. 21 mm (bzw. 16 mm⁵), so dass die Motoren in eine verdickte Rückwand vollständig integriert werden können.

Außerdem würde sich ein Einbau des durch den neuen Vorschubmotor kürzer geworden Force-Feedback-Gerätes in ein Mannequin anbieten, da ein realistisches Äußeres beim Anwender für mehr Akzeptanz sorgt. In wieweit *EndoSim* durch spezielle Motoren und Mannequin ansprechender gestaltet werden kann, hängt entscheidend vom finanziellen Aufwand ab.

10.2.4 Externe Kompression und Umlagerung

Erweiterungen des mit einem flexiblen Mannequin ausgestatteten Simulators sind zusätzlich im Bereich der Koloskopieassistenz, bezüglich der externen abdominalen Kompression und der Umlagerung des Patienten, möglich.

Nach B. P. Saunders in Classen et al. (2003) hat die abdominale Kompression zum Ziel, eine einwärts gerichtete Kraft vom Schaft des Koloskops auf die Koloskopspitze umzulenken, um so eine Schlingenbildung zu vermeiden: „Wenn diese Technik korrekt angewendet wird (durch festen und andauernden Druck der Handflächen auf die Spitze der Schlinge), kann sie die Geräteeinführung leichter und weniger schmerzhaft machen“. Jedoch wird die manuelle Kompression nur bei 37 % effektiv ausgeführt (vgl. Shah et al. 2000), so dass sogar ein mechanisches, externes Gerät erfolgreicher arbeitet (vgl. Catalano et al. 2000). Wichtig ist daher die umfassende Schulung der koloskopischen Assistenz, die neben grundlegenden anatomischen und klinischen Kenntnissen vor allem das entsprechende manuelle Geschick bei der Ausübung des Drucks auf das Abdomen benötigt.

Häufig wird an kritischen Stellen der koloskopischen Untersuchung auch eine Umlagerung des Patienten vorgenommen, die den Colon in eine für den Koloskopierenden günstigere Position bringt und das weitere Eindringen erleichtert. Diese Methode ist laut Shah et al. (2000) in 66 % der untersuchten Fälle erfolgreich und damit deutlich effektiver als die externe manuelle Kompression. Auch diese Möglichkeit ließe sich mit *EndoSim* realisieren, da das Gerät durch seine schlanke und durch den neuen Vorschubmotor kompaktere Bauform leicht drehbar zu lagern ist.

⁵Das Anhaltmoment dieser noch flacheren Version beträgt 380 mNm (Maxon Motor 2007).



Durch Integration von Drucksensoren in das flexible Mannequin und drehbare Lagerung könnte ein ideales Trainingsgerät geschaffen werden, das von Lernenden der Koloskopie und der Assistenz gemeinsam genutzt werden kann. So würde automatisch auch das differenzierte Zusammenspiel der Beteiligten, unabhängig vom Patienten, geübt. „Denn die Untersuchung erfordert Teamarbeit zwischen Arzt und Endoskopieassistent“ (Pfeiffer und Neuhaus 2002).

10.3 Fazit



Abbildung 10.2: *EndoSim* einsatzbereit für das Training (links) und während des Trainings (rechts). Durch die neuen Trainingsmöglichkeiten können sowohl Anfänger als auch Fortgeschrittene öfter ohne Hilfe eines Fachmanns trainieren. Dies lässt einen schnelleren Lernfortschritt und damit eine effektivere Ausbildung erwarten.

Auf dem Weg, endoskopische Untersuchungen durch verbessertes Training günstiger und für den Patienten sicherer zu gestalten, wurde mit *EndoSim* weitergegangen, indem ein Trainingsgerät bereitgestellt wird, welches Realitätstreue und neue Möglichkeiten der Wissensvermittlung bietet (→ Abb. 10.2).

Anhang A

Abkürzungsverzeichnis

4-Q-PWM	4-Quadranten-Pulsweitenmodulation
ASCII	American Standard Code for Information Interchange
ASCRS	American Society of Colon and Rectal Surgeons
ASGE	American Society for Gastrointestinal Endoscopy
CCE	Colon Capsule Endoscopy
CRC	Colorectal Cancer
D/A-Wandler	Digital-Analog-Wandler
EASIE	Erlanger Ausbildungssimulator für die interventionelle Endoskopie <i>oder</i> Erlangen Active Simulator for Interventional Endoscopy
EBM	Einheitlicher Bewertungsmaßstab
EIA	Electronic Industries Alliance
EndoSim	Endoskopie Simulator
EPFL	École polytechnique fédérale de Lausanne
ERC	Endoskopisch retrograde Cholangiographie
ERCP	Endoskopisch retrograde Cholangiopankreatikographie
FDA	Food and Drug Administration
GATE	Gastroenterologie-Ausbildung – Training Endoskopie
GOÄ	Gebührenordnung für Ärzte
GUI	Graphical User Interface

ITU-T	I nternational T elecommunication U nion – T elecommunication Standardization Sector
KAIST	K orea A dvanced I nstitute of S cience and T echnology
KISMET	K inematic S imulation, M onitoring and O ff- L ine P rogramming E nvironment for T elerobotics
LSRO	L aboratoire de S ystèmes R obotiques
MMVR	M edicine M eets V irtual R eality
ÖGB	Ö sophago- G astro- B ulboskopie
ÖGD	Ö sophago- G astro- D uodenoskopie
OpenGL	O pen G raphics L ibrary
PCM	P uls- C ode- M odulation
PTFE	P olytetrafluoroethylen
PWM	P ulsweiten m odulation
POSIX	P ortable O perating S ystem I nterface
QMW	Q uadratischen M ittelwert
RIES	R obotics I nteractive E ndoscopy S imulation
RIFF	R esource I nterchange F ile F ormat
RISC	R educed I nstruction S et C omputing
RMS	R oot M ean S quare
RS-232C	R ecommended S tandard 232C
RS-422	R ecommended S tandard 422
RS-485	R ecommended S tandard 485
SAGES	S ociety of A merican G astrointestinal E ndoscopic S urgeons
SPEC	S tandard P erformance E valuation C orporation
TCP/IP	T ransmission C ontrol P rotocol/ I nternet P rotocol
UART	U niversal A synchronous R eceiver T ransmitter
UICC	U nion I nternationale C ontre le C ancer
VES	V irtual E ndoscopy S ystem
VRM	V irtual R eality in M edicine

Anhang B

Anmerkungen

B.1 Rechtschreibung

Die Rechtschreibung dieser Arbeit erfolgt in der Regel nach dem Duden (2006).

Davon abgewichen wird bei Fachwörtern aus dem Bereich der Medizin. Diese werden in der vom Pschyrembel (2007) bevorzugten Schreibweise verwendet.

B.2 Zitate

Das Zitieren erfolgt in Anlehnung an die Empfehlungen von Lorenzen (2003).

Folgen mehrere Zitate in einem Abschnitt aus derselben Quelle, ist die Quelle immer nach dem ersten Zitat angegeben. Die weiteren Zitate sind leicht an den Anführungszeichen zu erkennen und daher nicht extra markiert.

Wegen des besseren Leseflusses sind Zitate aus englischsprachiger Literatur teilweise ins Deutsche übersetzt angegeben.

B.3 Quellenbelege

Die Quellenbelege sind nach den aktuellen Normen angegeben:

- DIN 1505–2 (1984): Titelangaben von Dokumenten: Zitierregeln
- DIN 1505–3 (1995): Titelangaben von Dokumenten: Literaturverzeichnis

Anhang C

Softwaremodule

C.1 Haptik

- *Initialisierung*: Statt Standard Verwendung gespeicherter Einstellungen.
- *Kalibrieren*: Die Haptik wird überprüft und auf Ausgangsposition gesetzt.
- *Recorder*: Eine Aufnahme von Bewegungen für das Führen wird erstellt.
- *Force-Feedback Vorschub*: Kommunikation mit dem Vorschubmotor. Ist dieses Modul inaktiv, erfolgt die Positionsbestimmung über die GUI.
- *Force-Feedback Rotation*: Kommunikation mit dem Motor für die Rotation um die Schlauchachse. Falls inaktiv, Positionsbestimmung über die GUI.
- *Force-Feedback Handräder*: Kommunikation mit den Motoren der beiden Handräder. Falls inaktiv, erfolgt die Positionsbestimmung über die GUI.

C.2 Grafik

- *Röntgenbild*: Darm und Koloskop werden in einem extra Fenster angezeigt.

C.3 Akustik

- *Akustik*: Tonausgabe abhängig vom Wohlbefindens des virtuellen Patienten.

Anhang D

Berechnung linearer Abbildungen

D.1 Abbildungen vom Drei- ins Zweidimensionale

Zunächst wird die dreidimensionale Lösung für die Position des Endpunktes der Endoskopspitze nach Gillies und Williams (1987), Poon (1991) und Körner (2003) über eine Grenzwertbetrachtung auf spezielle Lösungen im Zweidimensionalen umgerechnet. Diese Abbildung lässt sich mit der sowohl bei den vorgenannten Autoren als auch in der vorliegenden Arbeit ausführlich beschriebenen Situation (\rightarrow **Synchronisation der aktuellen Position zur Aufzeichnung** ab Seite 163) im Zweidimensionalen vergleichen. Zuerst die Abbildung auf die x/y-Ebene:

$$\begin{aligned}\lim_{\varphi \rightarrow 0} \vec{O}_{\theta, \varphi}^{Objektiv} &= \lim_{\varphi \rightarrow 0} \left(\frac{4l}{\sqrt{2}} \begin{pmatrix} \frac{\sin^2 \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2}}{\theta \cdot \varphi} \\ \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin^2 \frac{\varphi}{2}}{\theta \cdot \varphi} \\ \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2} \cdot \sqrt{\cos^2 \frac{\theta}{2} + \cos^2 \frac{\varphi}{2}}}{\theta \cdot \varphi} \end{pmatrix} \right) \\ &= \frac{4l}{\sqrt{2}} \begin{pmatrix} \frac{\sin^2 \frac{\theta}{2} \cdot 1}{\theta \cdot 2} \\ \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot 1 \cdot 0}{\theta \cdot 2} \\ \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot 1 \cdot \sqrt{\cos^2 \frac{\theta}{2} + 1^2}}{\theta \cdot 2} \end{pmatrix} \\ &= \frac{\sqrt{2}l}{\theta} \begin{pmatrix} \sin^2 \frac{\theta}{2} \\ 0 \\ \sin \frac{\theta}{2} \cdot \sqrt{\cos^2 \frac{\theta}{2} + 1} \end{pmatrix} \neq \frac{2l \sin \frac{\theta}{2}}{\theta} \cdot \begin{pmatrix} \sin \frac{\theta}{2} \\ 0 \\ \cos \frac{\theta}{2} \end{pmatrix} \quad (\text{D.1})\end{aligned}$$

Darauf folgend die Berechnung der Abbildung von der Position des Objektivs im Dreidimensionalen auf dessen Position in der y/z-Ebene:

$$\begin{aligned}
\lim_{\theta \rightarrow 0} \vec{O}_{\theta, \varphi}^{Objektiv} &= \lim_{\theta \rightarrow 0} \left(\frac{4l}{\sqrt{2}} \begin{pmatrix} \frac{\sin^2 \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2}}{\theta \cdot \varphi} \\ \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin^2 \frac{\varphi}{2}}{\theta \cdot \varphi} \\ \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2} \cdot \sqrt{\cos^2 \frac{\theta}{2} + \cos^2 \frac{\varphi}{2}}}{\theta \cdot \varphi} \end{pmatrix} \right) \\
&= \frac{4l}{\sqrt{2}} \begin{pmatrix} \frac{1 \cdot 0 \cdot \sin \frac{\varphi}{2}}{2 \cdot \varphi} \\ \frac{1 \cdot \sin^2 \frac{\varphi}{2}}{2 \cdot \varphi} \\ \frac{1 \cdot \sin \frac{\varphi}{2} \cdot \sqrt{1 + \cos^2 \frac{\varphi}{2}}}{2 \cdot \varphi} \end{pmatrix} \\
&= \frac{\sqrt{2}l}{\varphi} \begin{pmatrix} 0 \\ \sin^2 \frac{\varphi}{2} \\ \sin \frac{\varphi}{2} \cdot \sqrt{1 + \cos^2 \frac{\varphi}{2}} \end{pmatrix} \neq \frac{2l \sin \frac{\varphi}{2}}{\varphi} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ \sin \frac{\varphi}{2} \\ \cos \frac{\varphi}{2} \end{pmatrix} \quad (D.2)
\end{aligned}$$

Analog dazu werden diese beiden Abbildungen ins Zweidimensionale für die zur Positionsbestimmung eingesetzte neue dreidimensionale Lösung vorgenommen. Als Erstes wiederum die Abbildung auf die x/y-Ebene:

$$\begin{aligned}
\lim_{\varphi \rightarrow 0} \vec{O}_{\theta, \varphi}^{Objektiv} &= \lim_{\varphi \rightarrow 0} \left(4l \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2}}{\theta \cdot \varphi} \begin{pmatrix} \sin \frac{\theta}{2} \\ \sin \frac{\varphi}{2} \\ \sqrt{\frac{\sin^2 \frac{\theta}{2} \cdot \cos^2 \frac{\theta}{2} - \sin^2 \frac{\varphi}{2} \cdot \cos^2 \frac{\varphi}{2}}}{\cos^2 \frac{\varphi}{2} - \cos^2 \frac{\theta}{2}} \end{pmatrix} \right) \\
&= 4l \begin{pmatrix} \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot 1}{\theta \cdot 2} \cdot \sin \frac{\theta}{2} \\ \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot 1}{\theta \cdot 2} \cdot 0 \\ \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot 1}{\theta \cdot 2} \cdot \sqrt{\frac{\sin^2 \frac{\theta}{2} \cdot \cos^2 \frac{\theta}{2} - 0 \cdot 1}{1 - \cos^2 \frac{\theta}{2}}} \end{pmatrix} \\
&= \frac{2l}{\theta} \begin{pmatrix} \sin^2 \frac{\theta}{2} \\ 0 \\ \sin \frac{\theta}{2} \cdot \cos \frac{\theta}{2} \end{pmatrix} = \frac{2l \sin \frac{\theta}{2}}{\theta} \cdot \begin{pmatrix} \sin \frac{\theta}{2} \\ 0 \\ \cos \frac{\theta}{2} \end{pmatrix} \quad (D.3)
\end{aligned}$$

Diese Berechnung zeigt, dass die Abbildung der dreidimensionalen Lösung für den Spezialfall $\varphi \rightarrow 0$ in den früher begründeten zweidimensionalen Fall übergeht.

Darauf folgt für diesen Fall die Berechnung der Abbildung von der Position des Objektivs im Dreidimensionalen auf die Position in der y/z-Ebene:

$$\begin{aligned}
\lim_{\theta \rightarrow 0} \vec{O}_{\theta, \varphi}^{Objektiv} &= \lim_{\theta \rightarrow 0} \left(4l \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2}}{\theta \cdot \varphi} \begin{pmatrix} \sin \frac{\theta}{2} \\ \sin \frac{\varphi}{2} \\ \sqrt{\frac{\sin^2 \frac{\theta}{2} \cdot \cos^2 \frac{\varphi}{2} - \sin^2 \frac{\varphi}{2} \cdot \cos^2 \frac{\theta}{2}}}{\cos^2 \frac{\varphi}{2} - \cos^2 \frac{\theta}{2}} \end{pmatrix} \right) \\
&= 4l \begin{pmatrix} \frac{1 \cdot \sin \frac{\varphi}{2}}{2 \cdot \varphi} & \cdot & 0 \\ \frac{1 \cdot \sin \frac{\varphi}{2}}{2 \cdot \varphi} & \cdot & \sin \frac{\varphi}{2} \\ \frac{1 \cdot \sin \frac{\varphi}{2}}{2 \cdot \varphi} & \cdot & \sqrt{\frac{0 \cdot 1 - \sin^2 \frac{\varphi}{2} \cdot \cos^2 \frac{\varphi}{2}}{\cos^2 \frac{\varphi}{2} - 1}} \end{pmatrix} \\
&= \frac{2l}{\varphi} \begin{pmatrix} 0 \\ \sin^2 \frac{\varphi}{2} \\ \sin \frac{\varphi}{2} \cdot \cos \frac{\varphi}{2} \end{pmatrix} = \frac{2l \sin \frac{\varphi}{2}}{\varphi} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ \sin \frac{\varphi}{2} \\ \cos \frac{\varphi}{2} \end{pmatrix} \quad (D.4)
\end{aligned}$$

Damit wurde auch für den Spezialfall $\theta \rightarrow 0$ gezeigt, dass die neu vorgestellte dreidimensionale Lösung genau in die gewünschte Zweidimensionale übergeht. Dies ist der Grund, weshalb dieser zweite Ansatz für den Vergleich von Positionen der Endoskopspitze eingesetzt wird.



D.2 Orientierung des Objektivs im Raum

Zunächst werden aus den Winkeln θ bzw. φ und der Sekante $s_{\theta,\varphi} = \sqrt{o_x^2 + o_y^2 + o_z^2}$ die Strecken o_x bzw. o_y bestimmt:

$$\begin{aligned} \sin \frac{\theta}{2} &= \frac{o_x}{s_{\theta,\varphi}} & \sin \frac{\varphi}{2} &= \frac{o_y}{s_{\theta,\varphi}} \\ \Rightarrow o_x &= s_{\theta,\varphi} \cdot \sin \frac{\theta}{2} & \Rightarrow o_y &= s_{\theta,\varphi} \cdot \sin \frac{\varphi}{2} \end{aligned} \quad (D.5)$$

Mit dem Satz des Pythagoras wird jeweils die Projektion der Sekante $s_{\theta,\varphi}$ in die x/z-Ebene bzw. in die y/z-Ebene berechnet. Anschließend wird über das Verhältnis dieser Projektionen zur Sekante der Winkel $\frac{\theta}{2}$ bzw. $\frac{\varphi}{2}$ bestimmt:

$$\begin{aligned} \cos \frac{\theta}{2} &= \frac{\sqrt{o_y^2 + o_z^2}}{s_{\theta,\varphi}} & \cos \frac{\varphi}{2} &= \frac{\sqrt{o_x^2 + o_z^2}}{s_{\theta,\varphi}} \\ \Rightarrow \cos \frac{\theta}{2} \sqrt{o_x^2 + o_z^2} &= & \cos \frac{\varphi}{2} \sqrt{o_y^2 + o_z^2} \end{aligned} \quad (D.6)$$

Durch Auflösen nach o_z und Einsetzen der Formel D.5 ergibt sich:

$$\begin{aligned} o_z &= \sqrt{\frac{o_x^2 \cdot \cos^2 \frac{\theta}{2} - o_y^2 \cdot \cos^2 \frac{\varphi}{2}}{\cos^2 \frac{\varphi}{2} - \cos^2 \frac{\theta}{2}}} \\ &= s_{\theta,\varphi} \sqrt{\frac{\sin^2 \frac{\theta}{2} \cdot \cos^2 \frac{\theta}{2} - \sin^2 \frac{\varphi}{2} \cdot \cos^2 \frac{\varphi}{2}}{\cos^2 \frac{\varphi}{2} - \cos^2 \frac{\theta}{2}}} \end{aligned} \quad (D.7)$$

Der Ortsvektor für die räumliche Orientierung des Objektivs wird gebildet, indem diese z-Komponente um o_x und o_y aus Formel D.5 ergänzt wird:

$$\vec{O}_{\theta,\varphi}^{Objektiv} = s_{\theta,\varphi} \begin{pmatrix} \sin \frac{\theta}{2} \\ \sin \frac{\varphi}{2} \\ \sqrt{\frac{\sin^2 \frac{\theta}{2} \cdot \cos^2 \frac{\theta}{2} - \sin^2 \frac{\varphi}{2} \cdot \cos^2 \frac{\varphi}{2}}{\cos^2 \frac{\varphi}{2} - \cos^2 \frac{\theta}{2}}} \end{pmatrix} \quad (D.8)$$

D.3 Abstand des Objektivs vom Ursprung

Für die Grenzwerte $\varphi \rightarrow 0$ bzw. $\theta \rightarrow 0$ muss $s_{\theta, \varphi}$ den zweidimensionalen Fällen aus der Formel 9.4 entsprechen.

Da die Proportionalitäten $s_{\theta, \varphi} \sim \frac{\sin \frac{\theta}{2}}{\theta}$ und $s_{\theta, \varphi} \sim \frac{\sin \frac{\varphi}{2}}{\varphi}$ zu erwarten sind, werden die Gleichungen mit diesen und einer Konstante k multipliziert:

$$\lim_{\varphi \rightarrow 0} s_{\theta, \varphi} = \frac{2l \sin \frac{\theta}{2}}{\theta} \qquad \lim_{\theta \rightarrow 0} s_{\theta, \varphi} = \frac{2l \sin \frac{\varphi}{2}}{\varphi} \quad (\text{D.9})$$

$$= k \cdot \frac{\sin \frac{\theta}{2}}{\theta} \cdot \frac{\sin \frac{\varphi}{2}}{\varphi} \qquad = k \cdot \frac{\sin \frac{\theta}{2}}{\theta} \cdot \frac{\sin \frac{\varphi}{2}}{\varphi} \quad (\text{D.10})$$

$$= k \cdot \frac{\sin \frac{\theta}{2}}{\theta} \cdot \frac{1}{2} \qquad = k \cdot \frac{1}{2} \cdot \frac{\sin \frac{\varphi}{2}}{\varphi} \quad (\text{D.11})$$

Das Gleichsetzen von D.9 mit D.11 ergibt in beiden Fällen die gleiche Konstante und bestätigt damit die Annahme der Proportionalität:

$$\begin{aligned} \frac{2l \sin \frac{\theta}{2}}{\theta} &= k \cdot \frac{\sin \frac{\theta}{2}}{\theta} \cdot \frac{1}{2} & \frac{2l \sin \frac{\varphi}{2}}{\varphi} &= k \cdot \frac{1}{2} \cdot \frac{\sin \frac{\varphi}{2}}{\varphi} & (\text{D.12}) \\ \Rightarrow k &= 4l & \Rightarrow k &= 4l \end{aligned}$$

Durch Einsetzen dieser Konstanten k in Formel D.10 ergibt sich die gesuchte Lösung:

$$s_{\theta, \varphi} = 4l \frac{\sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\varphi}{2}}{\theta \cdot \varphi} \quad (\text{D.13})$$



D.4 Bestimmung der Drehmatrix

Für die Bestimmung der Drehmatrix einer Drehung α im \mathbb{R}^3 um die z-Achse wird nach Merziger und Wirth (2006) zunächst die Drehachse \vec{a} mit $|\vec{a}| = 1$ angegeben:

$$\vec{a} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (\text{D.14})$$

Dazu wird ein beliebiger, senkrechter Einheitsvektor ($\vec{a} \cdot \vec{b} = 0$, $|\vec{b}| = 1$) gewählt:

$$\vec{b} := \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (\text{D.15})$$

Aus diesen beiden Vektoren wird dann die orthogonale Matrix \mathbf{A} , die eine kartesische Basis ($\mathbf{A}^{-1} = \mathbf{A}^T$) darstellt, folgendermaßen gebildet:

$$\mathbf{A} := (\vec{a}, \vec{b}, \vec{a} \times \vec{b}) = \begin{pmatrix} 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (\text{D.16})$$

Unter Verwendung von $\mathbf{M}_{\mathbf{A}}^{\mathbf{A}}(\alpha) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix}$ lässt sich damit die

Drehmatrix $\mathbf{M}(\alpha)$ bestimmen:

$$\begin{aligned} \mathbf{M}(\alpha) &= \mathbf{A} \cdot \mathbf{M}_{\mathbf{A}}^{\mathbf{A}}(\alpha) \cdot \mathbf{A}^T \\ &= \begin{pmatrix} 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (\text{D.17})$$

Abbildungsverzeichnis

1.1	Selbstbildnis von Bozzini und Kupferstich des Lichtleiters	2
1.2	Dokumentationsbogen und relatives Überleben für Darmtumor . .	5
2.1	Starres und Flexibles Endoskop im Vergleich	9
2.2	Video-Endoskopie: Endoskopiekapsel und Zoom-Endoskop	10
2.3	Reichweite verschiedener Endoskope	12
2.4	Anatomie des Colons mit Mesocolon	16
2.5	Komplikationsrate bei Koloskopien	17
2.6	Auflösen einer N-Darmschlinge	22
3.1	Das <i>Colonoscopy Training Model Type I-B</i> der Firma Koken . . .	32
3.2	Das <i>ex vivo</i> -Trainingsmodell	35
3.3	Der <i>GI Mentor II</i> von Symbionix	41
3.4	Das passive Force-Feedback-Gerät des <i>GI Mentor II</i>	43
3.5	Der <i>AccuTouch</i> von Immersion Medical beim Koloskopietraining .	52
3.6	Das Force-Feedback-Gerät des <i>AccuTouch</i>	54
3.7	Der entkoppelte Ball-Antrieb vom <i>Virtual Endoscope System</i> . . .	61
3.8	Darstellung des Differentialantriebes des Simulators der EPFL . .	63
3.9	Der koreanische <i>KAIST-Ewha Colonoscopy Simulator II</i>	65
3.10	Haptik des <i>KAIST-Ewha Colonoscopy Simulators</i>	67
3.11	Das Force-Feedback-Geräte von <i>EndoSim</i>	69
4.1	Sicheres und individuelles Training mit Endoskopiesimulatoren .	74
5.1	Bedienteil eines flexiblen Koloskops	84
5.2	Erweiterung der Haptik von <i>EndoSim</i>	86

6.1	Haptik für exaktes Positionieren und aktives Force-Feedback . . .	92
6.2	Neue Anordnung von Vorschubmotor, Zahnrad und Zahnriemen .	98
6.3	Der verzögerungsfreie und verschleißarme Direktantrieb	100
6.4	Aktives Drehmoment auf Schlauchachse über Getriebemotor . . .	102
6.5	Technische Zeichnung des neuen Force-Feedback-Gerätes	105
6.6	Übertragung der Drehbewegung über eine Klauenkupplung	107
6.7	Mechanische und elektrische Kopplung des Rotationsmotors . . .	108
6.8	Schnittstellenkarten an Servoverstärker und Positionssteuerungen .	110
6.9	Rotation über Servoverstärker und Schnittstellenkarte ansteuern .	112
6.10	Layout und Bestückungsplan der Platine	115
6.11	Der Schaltplan des 6-Bit D/A-Wandlers mit Verstärker	116
6.12	Der Schaltplan des Line-Receiver für Encodersignale	120
6.13	Verlauf der Signale eines Encoders	121
6.14	Bidirektionale Schnittstellenkarte für Vorschub und Rotation . . .	122
6.15	Informationen zu Simulation, Grafik und Haptik über Konsole . .	123
6.16	Vergleich der alten mit der neuen GUI von <i>EndoSim</i>	125
7.1	Schrifteinblendung zur Information bei Programmstart	135
7.2	Erweiterte GUI mit Einblendung der Richtungsanzeige	136
7.3	Leistungsbewertung des Einführens anhand eingesetzter Kräfte . .	139
7.4	Leistungsbewertung des Einführens anhand der benötigten Zeit . .	140
7.5	Anzeige der Untersuchungsdauer und des Aufenthalts im Lumen .	141
8.1	Auf das Mesocolon wirkende Kräfte	145
8.2	Haptik geöffnet ohne Endoskopschlauch	148
8.3	Positionierung durch Erweiterung der Kraftregelung	151
9.1	Aufzeichnung einer Bewegungsabfolge im „Record“-Modus . . .	160
9.2	Bewegter Schriftzug zeigt Wiedergabe bei Programmstart an . . .	161
9.3	Steuerung der Wiedergabe über den Bedienbereich	162
9.4	Endoskopschlauch mit Bowdenzügen zur Bewegung der Spitze . .	164
9.5	Bestimmen des Krümmungsradius aus Differenz der Drahtlängen .	165
9.6	Bestimmung der Position des Objektivs über die Sekanten	166
9.7	Bestimmung der Blickrichtung festlegenden Tangentenvektors . .	170

9.8	Hilfe für Benutzer zur Überwindung schwieriger Situationen . . .	171
9.9	Optimierung anhand des erreichbaren Bereiches	176
9.10	Anzahl der Kraftberechnungen bei verschiedenen Optimierungen .	178
9.11	Berechnungsschritte für das Überwinden des gesamten Colons . .	179
9.12	Röntgenbilder des Überwindens von Darmschlinge und Flexur . .	179
9.13	Optimierung der Schrittweiten durch evolutionären Algorithmus .	181
9.14	Screenshots verschiedener Situationen mit eingeblendeter Hilfe . .	182
9.15	Empfehlungen über blinkende Pfeile und rotierende Walze	183
10.1	Force-Feedback und Positionierung auf vier Freiheitsgraden . . .	187
10.2	Effektive Ausbildung mit <i>EndoSim</i> durch unabhängiges Training .	192



Literaturverzeichnis

Aabakken et al. 2000

AABAKKEN, L. ; ADAMSEN, S. ; KRUSE, A.: Performance of a Colonoscopy Simulator — Experience from a Hands-On Endoscopy Course. In: *Endoscopy* 32 (2000), Nr. 11, S. 911–913. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2000-8092>. – DOI 10.1055/s-2000-8092. – ISSN 0013–726X

Ackerman 1995

ACKERMAN, M. J.: Accessing the Visible Human Project. In: *D-Lib Magazine* (1995), Oktober. <http://www.dlib.org/dlib/october95/10ackerman.html>

Ackerman 1998

ACKERMAN, M. J.: The Visible Human Project — A resource for anatomical visualization. In: CESNIK, B. (Hrsg.) ; MCCRAY, A. T. (Hrsg.) ; SCHERRER, J-R. (Hrsg.): *Proceedings of the 9th World Congress on Medical Informatics (MEDINFO '98)*, 1998 (9), S. 1030–1032

Ahlberg et al. 2005

AHLBERG, G. ; HULTCRANTZ, R. ; JARAMILLO, E. ; LINDBLOM, A. ; ARVIDSSON, D.: Virtual reality colonoscopy simulation — a compulsory practice for the future colonoscopist? In: *Endoscopy* 37 (2005), Dezember, Nr. 12, S. 1198–1204. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2005-921049>. – DOI 10.1055/s-2005-921049. – ISSN 0013–726X

Ahmad et al. 2003

AHMAD, A. ; ALNOAH, Z. ; KOCHMAN, M. L. ; KREVSKY, B. ; PEIKIN, S. R. ; MERCOGLIANO, G. ; BAILEY, M. ; BOYNTON, R. ; REYNOLDS, J. C.

; CAMDEN, P. A. ; WYNNEWOOD, N. J.: Endoscopic Simulator Enhances Training of Colonoscopy in a Randomized, Prospective, Blinded Trial. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 57 (2003), April, Nr. 5, S. 1499. – ISSN 0016–5107

Ahn und Lee 2004

AHN, W. J. ; LEE, D. Y.: Interactive Haptic Modeling of Colon and Colonoscope. In: WESTWOOD, J. D. (Hrsg.) ; HALUCK, R. S. (Hrsg.) ; HOFFMAN, H. M. (Hrsg.) ; MOGEL, G. T. (Hrsg.) ; PHILLIPS, R. (Hrsg.) ; ROBB, R. A. (Hrsg.): *Medicine Meets Virtual Reality 12 — Building a Better You: The Next Tools for Medical Education, Diagnosis, and Care*. Amsterdam, Niederlande : IOS Press, Oktober 2004 (Studies in Health Technology and Informatics 12). – ISBN 1–5860–3404–9, S. 1–3

Ali et al. 2004

ALI, S. ; DAVIDSON, D. L. ; GREMSE, D. A.: Comparison of Fentanyl Versus Meperidine for Analgesia in Pediatric Gastrointestinal Endoscopy. In: *Digestive Diseases and Sciences* 49 (2004), Mai, Nr. 5, S. 888–891. <http://dx.doi.org/10.1023/B:DDAS.0000030106.01928.b4>. – DOI 10.1023/B:DDAS.0000030106.01928.b4. – ISSN 0163–2116

ALSA

ALSA: *The Advanced Linux Sound Architecture (ALSA) Project*. <http://www.alsa-project.org>

American Society for Gastrointestinal Endoscopy 1999

AMERICAN SOCIETY FOR GASTROINTESTINAL ENDOSCOPY: Principles of training in gastrointestinal endoscopy. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 49 (1999), Juni, Nr. 6, S. 845–853. – ISSN 0016–5107

American Society for Gastrointestinal Endoscopy 2002

AMERICAN SOCIETY FOR GASTROINTESTINAL ENDOSCOPY: Methods of Granting Hospital Privileges to Perform Gastrointestinal Endoscopy. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 55 (2002), Nr. 7, S. 780–783. – ISSN 0016–5107

Anvari 2007

ANVARI, M.: Remote telepresence surgery — The Canadian experience. In: *Surgical Endoscopy* 21 (2007), April, Nr. 4, S. 537–541. <http://dx.doi.org/10.1007/s00464-006-9040-8>. – DOI 10.1007/s00464-006-9040-8. – ISSN 0930-2794

Appleyard et al. 2000

APPLEYARD, M. N. ; MOSSE, C. A. ; MILLS, T. N. ; BELL, G. D. ; CASTILLO, F. D. ; SWAIN, C. P.: The measurement of forces exerted during colonoscopy. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 52 (2000), August, Nr. 2, S. 237–240. <http://dx.doi.org/10.1067/mge.2000.107218>. – DOI 10.1067/mge.2000.107218. – ISSN 0016-5107

Arzneimittelkommission der deutschen Ärzteschaft 2004

ARZNEIMITTELKOMMISSION DER DEUTSCHEN ÄRZTESCHAFT: Schwere unerwünschte Arzneimittelwirkungen nach Propofol-Infusionen zur Sedierung. In: *Deutsches Ärzteblatt* 50 (2004), Dezember, Nr. 101, S. 3447

Arzneimittelkursbuch 2004

ARZNEIMITTELKURSBUCH ; BECKER-BRÜSER, W. (Hrsg.): *Arzneimittelkursbuch 2004/05 — Fakten und Vergleiche für 14.500 Medikamente*. 14. Auflage. Berlin : A.V.I. Arzneimittel-Verlags-GmbH, 2004. – ISBN 3-921687-29-2

Arzneimittelkursbuch 2007

ARZNEIMITTELKURSBUCH ; BECKER-BRÜSER, W. (Hrsg.): *Arzneimittelkursbuch 2007/08 — 14.500 Arzneimittel: Nutzen und Kosten systematisch verglichen*. 15. Auflage. Berlin : A.V.I. Arzneimittel-Verlags-GmbH, 2007. – ISBN 3-921687-31-4

Atmel 1998

ATMEL: *AVR Assembler User Guide*. Rev. 1022A-A-01/98. San José, CA, USA: Atmel Corporation, Januar 1998. http://www.atmel.com/dyn/resources/prod_documents/doc1022.pdf



Atmel 2003

ATMEL: *AT90S/SL4433 — 8-bit Microcontroller with 4K Bytes of In-System Programmable Flash*. Revision 1042H-AVR-04/03. San José, CA, USA: Atmel Corporation, April 2003. http://www.atmel.com/dyn/resources/prod_documents/doc1042.pdf

Atmel 2006

ATMEL: *AVR Hardware Design Considerations*. Revision 2521E-AVR-06/06. San José, CA, USA: Atmel Corporation, Juni 2006. http://www.atmel.com/dyn/resources/prod_documents/doc2521.pdf

AVR Assembler 2007

AVR ASSEMBLER ; ATMEL CORPORATION (Hrsg.): *AVR Assembler*. Internet. <http://www.atmel.com>. Version: August 2007

Bachmann 1894

BACHMANN, P.: *Zahlentheorie*. Bd. 2: *Die analytische Zahlentheorie*. 1. Auflage. Leipzig : B. G. Teubner, 1894

Baerlocher und Boulic 2004

BAERLOCHER, P. ; BOULIC, R.: An inverse kinematics architecture enforcing an arbitrary number of strict priority levels. In: *The Visual Computer* 20 (2004), August, Nr. 6, S. 402–417. <http://dx.doi.org/10.1007/s00371-004-0244-4>. – DOI 10.1007/s00371-004-0244-4. – ISSN 0178-2789

Baillie et al. 1992

BAILLIE, J. ; EVANGELOU, H. ; JOWELL, P. ; COTTON, P. B.: The future of endoscopy simulation: A Duke perspective. In: *Endoscopy* 24 (1992), S. 542–543. – ISSN 0013-726X

Baillie et al. 1991

BAILLIE, J. ; JOWELL, P. ; EVANGELOU, H. ; BICKEL, W. ; COTTON, P. B.: Use of computer graphics simulation for teaching of flexible sigmoidoscopy. In: *Endoscopy* 23 (1991), S. 126–129. – ISSN 0013-726X

Bar-Meir 2000a

BAR-MEIR, S.: Endoscopy simulators — The state of art 2000. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 52 (2000), Nr. 5, S. 701–703. <http://dx.doi.org/10.1067/mge.2000.109836>. – DOI 10.1067/mge.2000.109836. – ISSN 0016–5107

Bar-Meir 2000b

BAR-MEIR, S.: A New Endoscopic Simulator. In: *Endoscopy* 32 (2000), Nr. 11, S. 898–900

Barclay et al. 2006

BARCLAY, R. L. ; VICARI, J. J. ; DOUGHTY, A. S. ; JOHANSON, J. F. ; GREENLAND, R. L.: Colonoscopic Withdrawal Times and Adenoma Detection during Screening Colonoscopy. In: *New England Journal of Medicine* 355 (2006), Dezember, Nr. 24, S. 2533–2541. – ISSN 0028–4793

Beer-Gabel et al. 1992

BEER-GABEL, M. ; DELMOTTE, S. ; MUNTAK, L.: Computer assisted training in endoscopy (C.A.T.E.): From a simulator to a learning station. In: *Endoscopy* 24 (1992), S. 534–538. – ISSN 0013–726X

Bergmann et al. 1998

BERGMANN, L. ; SCHAEFER, C. ; DORFMÜLLER, T. ; HERING, W. T. ; STIERSTADT, K.: *Lehrbuch der Experimentalphysik — Mechanik, Relativität, Wärme*. Bd. 1. 11., völlig neubearbeitete Auflage. Berlin : Walter de Gruyter, 1998. – ISBN 3–1101–2870–5

Berufsverband deutscher Internisten e.V. 2008

BERUFSVERBAND DEUTSCHER INTERNISTEN E.V.: *Internisten im Netz*. Internet. http://www.internisten-im-netz.de/de_endoskopie-allgemein_332.html. Version: April 2008

Blaha und Gschwantler 2004

BLAHA, B. ; GSCHWANTLER, M.: Kapselendoskopie: Sinn oder Unsinn. In: *Journal für Gastroenterologische und Hepatologische Erkrankungen* Sonderheft 1 (2004), Nr. 2, S. 25–28



Blanchette und Summerfield 2004

BLANCHETTE, J. ; SUMMERFIELD, M.: *C++ GUI Programming with Qt* 3. Oslo, Norwegen : Prentice Hall PTR, 2004 (Bruce Perens' Open Source Series). – ISBN 0–1312–4072–2

Born 1995

BORN, G.: *The File Format Handbook*. Boston, MA, USA : International Thomson Computer Press, 1995. – ISBN 1–8503–2117–5

Bosch 1940

BOSCH, R.: *Rede des Stifters Robert Bosch d. Ä. anlässlich der Einweihung des alten Robert-Bosch-Krankenhauses*. Deutschland : Erfinder, Industrieller, Stifter, 1940 (* 1861; † 1942)

Bowman und Wherry 1985

BOWMAN, M. A. ; WHERRY, D. C.: Training flexible sigmoidoscopy. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 31 (1985), S. 309–312. – ISSN 0016–5107

Bozzini 1806

BOZZINI, P.: Lichtleiter, eine Erfindung zur Anschauung innerer Theile und Krankheiten nebst der Abbildung. In: *Journal der practischen Arzneykunde und Wundarzneykunst* (1806), Nr. 24, S. 107

Bozzini 1807

BOZZINI, P.: *Der Lichtleiter oder die Beschreibung einer einfachen Vorrichtung und ihrer Anwendung zur Erleuchtung innerer Höhlen und Zwischenräume des lebenden animalischen Körpers*. Weimar : Landes-Industrie-Comptoir, 1807

Bridges 1999

BRIDGES, M.: The financial impact of teaching surgical residents in the operating room. In: *The American Journal of Surgery* 177 (1999), Januar, Nr. 1, S. 28–32. [http://dx.doi.org/10.1016/S0002-9610\(98\)00289-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0002-9610(98)00289-X). – DOI 10.1016/S0002-9610(98)00289-X. – ISSN 0002–9610

Brinkschulte und Ungerer 2007

BRINKSCHULTE, U. ; UNGERER, T.: *Mikrocontroller und Mikroprozessoren*. 2., überarbeitete Auflage. Berlin : Springer, 2007. – ISBN 3–540–46801–3

Brocchi et al. 2007

BROCCHI, E. ; PEZZILLI, R. ; TOMASSETTI, P. ; CAMPANA, D. ; MORSELLI-LABATE, A. M. ; CORINALDESI, R.: Warm Water or Oil-Assisted Colonoscopy — Toward Simpler Examinations? In: *American Journal of Gastroenterology* 102 (2007), Januar, Nr. 1, S. 1–7. – ISSN 0002–9270

Brockhaus 1995

BROCKHAUS ; DUDENREDAKTION (Hrsg.) ; DROSDOWSKI, G. (Hrsg.): *Brockhaus Enzyklopädie*. Bd. 27: *Brockhaus Enzyklopädie*. Mannheim : F. A. Brockhaus GmbH, 1995. – ISBN 3–7653–1127–8

Brockhaus 2006a

BROCKHAUS ; PAULICK, S. (Redaktionelle Leitung) (Hrsg.) ; PHILIPP, A. (Redaktionelle Leitung) (Hrsg.): *Der Brockhaus — in einem Band*. 12. Auflage. Mannheim : F. A. Brockhaus GmbH, 2006. – ISBN 3–7653–1682–2

Brockhaus 2006b

BROCKHAUS ; ZWARN, A. (Redaktionelle Leitung) (Hrsg.) ; WINKENBACH, M. (Projektleitung) (Hrsg.) ; WEISS, J. (Technische Koordination) (Hrsg.): *Brockhaus Enzyklopädie in 30 Bänden*. Bd. 15: *Brockhaus Enzyklopädie 15 — KIND – KRUS*. 21., völlig Neubearb. Auflage. Mannheim : F. A. Brockhaus GmbH, 2006. – ISBN 3–7653–4115–0

Brockhaus 2006c

BROCKHAUS ; ZWARN, A. (Redaktionelle Leitung) (Hrsg.) ; WINKENBACH, M. (Projektleitung) (Hrsg.) ; WEISS, J. (Technische Koordination) (Hrsg.): *Brockhaus Enzyklopädie in 30 Bänden*. Bd. 8: *Brockhaus Enzyklopädie 8 — EMAS – FASY*. 21., völlig Neubearb. Auflage. Mannheim : F. A. Brockhaus GmbH, 2006. – ISBN 3–7653–4108–8

Bronstein und Semendjajew 2005

BRONSTEIN, I. N. ; SEMENDJAJEW, K. A. ; MUSIOL, G. (Hrsg.) ; MÜHLIG,



H. (Hrsg.): *Taschenbuch der Mathematik*. 6., vollständig überarbeitete und ergänzte Auflage. Frankfurt/Main : Deutsch, 2005. – ISBN 3–81712–006–0

Bullen 2004

BULLEN, P. S.: *Mathematics and Its Applications*. Bd. 560: *Handbook of Means and Their Inequalities*. 2., revidierte Auflage. Dordrecht, Niederlande : Springer, 2004. – ISBN 1–4020–1522–4

Buzink et al. 2007

BUZINK, S. N. ; KOCH, A. D. ; HEEMSKERK, J. ; BOTDEN, S. M. B. I. ; GOOSSENS, R. H. M. ; DE RIDDER, H. ; SCHOON, E. J. ; JAKIMOWICZ, J. J.: Acquiring basic endoscopy skills by training on the GI Mentor II. In: *Surgical Endoscopy* (2007), Mai. <http://dx.doi.org/10.1007/s00464-007-9297-6>. – DOI 10.1007/s00464-007-9297-6. – ISSN 0930–2794

Cao und Milgram 2000

CAO, C. G. L. ; MILGRAM, P.: Disorientation in minimal access surgery — A case study. In: *Proceedings of the IEA 2000/HFES 2000 Congress*, 2000 (4), S. 169–172

Cass 1993

CASS, O. W.: Objective evaluation of endoscopy skills during training. In: *Annals of Internal Medicine* (1993), Nr. 118, S. 40–44

Cass 1999

CASS, O. W.: Training to Competence in Gastrointestinal Endoscopy — A Plea for Continuous Measuring of Objective End Points. In: *Endoscopy* (1999), Nr. 31, S. 751–754. <http://dx.doi.org/10.1055/s-1999-148>. – DOI 10.1055/s-1999-148. – ISSN 0013–726X

Catalano et al. 2000

CATALANO, F. ; CATANZARO, R. ; BRANCIFORTE, G. ; BENTIVEGNA, C. F. ; CIPOLLA, R. ; BROGNA, A. ; SALA, L. O. ; MIGLIORE, G. ; PATERNUOSTO, M.: Colonoscopy technique with an external straightener. In: *Gastrointestinal Endoscopy* (2000), Mai, Nr. 51, S. 600–604. – ISSN 0016–5107

Catmull und Rom 1974

CATMULL, E. ; ROM, R.: A class of local interpolating splines. In: BARNHILL, R. E. (Hrsg.) ; REISENFELD, R. F. (Hrsg.): *Computer Aided Geometric Design*, Academic Press, 1974, S. 317–326

Çakmak und Kühnapfel 2000

ÇAKMAK, H. K. ; KÜHNAPFEL, U.: Animation and Simulation Techniques for VR-Training Systems in Endoscopic Surgery. In: *Eurographics Workshop on Animation and Simulation (EGCAS2000)*. Interlaken, Schweiz, 2000, S. 173–185

Çakmak et al. 2002

ÇAKMAK, H. K. ; MAASS, H. ; STRAUSS, G. ; TRANTAKIS, C. ; NOWATIUS, E. ; KÜHNAPFEL, U.: Modellierung chirurgischer Simulationsszenarien für das Virtuelle Endoskopie Trainingssystem (VEST). In: *Proceedings of CURAC, 1. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie*, 2002 (1)

Church und Delaney 2003

CHURCH, J. ; DELANEY, C.: Randomized, controlled trial of carbon dioxide insufflation during colonoscopy. In: *Diseases of the colon and rectum* 46 (2003), März, Nr. 3, S. 322–326. <http://dx.doi.org/10.1007/s10350-004-6549-6>. – DOI 10.1007/s10350-004-6549-6. – ISSN 0012-3706

Church et al. 2002

CHURCH, J. ; OAKLEY, J. ; MILSOM, J. ; STRONG, S. ; HULL, T.: Colonoscopy training — The need for patience (patients). In: *ANZ Journal of Surgery* 72 (2002), Februar, Nr. 2, S. 89–91. <http://dx.doi.org/10.1046/j.1445-2197.2002.02312.x>. – DOI 10.1046/j.1445-2197.2002.02312.x

Ciaccia 1998

CIACCIA, D.: Endoscopic Ultrasound Teaching — From Books to Real Time. In: *Endoscopy* 30 (1998), Nr. 7, S. 653–655. – ISSN 0013-726X



Clark et al. 2005

CLARK, J. A. ; VOLCHOK, J. A. ; HAZEY, J. W. ; SADIGHI, P. J. ; FANNELLI, R. D.: Initial experience using an endoscopic simulator to train surgical residents in flexible endoscopy in a community medical center residency program. In: *Current Surgery* 62 (2005), Februar, Nr. 1, S. 59–63. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cursur.2004.07.002>. – DOI 10.1016/j.cursur.2004.07.002. – ISSN 0149–7944

Classen und Ruppig 1974

CLASSEN, M. ; RUPPIN, H.: Practical training using a new gastrointestinal phantom. In: *Endoscopy* 6 (1974), S. 127–131. – ISSN 0013–726X

Classen et al. 2003

CLASSEN, M. (Hrsg.) ; TYTGAT, G. N. J. (Hrsg.) ; LIGHTDALTE, C. J. (Hrsg.): *Gastroenterologische Endoskopie*. 1. Auflage. Stuttgart : Thieme, 2003. – ISBN 3–1313–2401–5

Cohen et al. 2006

COHEN, J. ; COHEN, S. A. ; VORA, K. C. ; XUE, X. ; BURDICK, J. S. ; BANK, S. ; BINI, E. J. ; BODENHEIMER, H. ; CERULLI, M. ; GERDES, H. ; GREENWALD, D. ; GRESS, F. ; GROSMAN, I. ; HAWES, R. ; MULLIN, G. ; SCHNOLL-SUSSMAN, F. ; STARPOLI, A. ; STEVENS, P. ; TENNER, S. ; VILLANUEVA, G.: Multicenter, randomized, controlled trial of virtual-reality simulator training in acquisition of competency in colonoscopy. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 64 (2006), September, Nr. 3, S. 361–368. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gie.2005.11.062>. – DOI 10.1016/j.gie.2005.11.062. – ISSN 0016–5107

Cohen et al. 2004

COHEN, L. B. ; HIGHTOWER, C. D. ; WOOD, D. A. ; MILLER, K. M. ; AISENBERG, J.: Moderate-Level Sedation During Endoscopy Using Low-Dose Propofol, Midazolam and an Opioid. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 59 (2004), April, Nr. 5, S. 127. [http://dx.doi.org/10.1016/S0016-5107\(04\)00628-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0016-5107(04)00628-5). – DOI 10.1016/S0016–5107(04)00628–5. – ISSN 0016–5107

Conrad 1998

CONRAD, K.: *Elektronik Welt*. Hirschau: Conrad Electronic SE, 1998

Cotton und Williams 2003

COTTON, P. B. ; WILLIAMS, C. B.: *Practical Gastrointestinal Endoscopy — The Fundamentals*. 5. Auflage. Oxford, Großbritannien : Blackwell Publishers Ltd., 2003. – ISBN 1–4051–0235–7

Curtis et al. 1995

CURTIS, W. D. ; PEIFER, J. W. ; SINCLAIR, M.: Simulation of ERCP with computer generated imagery and a reality engine computer. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 41 (1995), Nr. 4, S. 319. – ISSN 0016–5107

Dafnis et al. 2001

DAFNIS, G. ; GRANATH, F. ; PÅHLMAN, L. ; HANNUKSELA, H. ; EKBOM, A. ; BLOMQVIST, P.: The impact of endoscopists experience and learning curves and interendoscopist variation on colonoscopy completion rates. In: *Endoscopy* (2001), Nr. 33, S. 511–517. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2001-14964>. – DOI 10.1055/s-2001-14964. – ISSN 0013–726X

Datta et al. 2001

DATTA, V. ; MANDALIA, M. ; MACKAY, S. ; DARZI, A.: Evaluation and Validation of a Virtual Reality based Flexible Sigmoidoscopy Trainer. In: *Gut* 1 (2001), Februar, Nr. 48, S. A1–A124

Datta et al. 2002

DATTA, V. ; MANDALIA, M. ; MACKAY, S. ; DARZI, A.: The PreOp flexible sigmoidoscopy trainer. In: *Surgical Endoscopy* 16 (2002), Oktober, Nr. 10, S. 1459–1463. <http://dx.doi.org/10.1007/s00464-002-9014-4>. – DOI 10.1007/s00464-002-9014-4. – ISSN 0930–2794

de Franchis et al. 2002

DE FRANCHIS, R. ; RONDONOTTI, E. ; ABBIATI, C.: The technical performance of capsule enteroscopy does not depend on indication and intestinal preparation. In: *Endoscopy* (2002), Nr. 34, S. A88. – ISSN 0013–726X



Demir 2003

DEMIR, S. S.: BME company profiles — Simulating reality with immersion medical. In: *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 22 (2003), Oktober, Nr. 5, S. 11–13. [http://dx.doi.org/10.1109/](http://dx.doi.org/10.1109/MEMB.2003.1256265)MEMB.2003.1256265. – DOI 10.1109/MEMB.2003.1256265. – ISSN 0739–5175

Désormeaux 1855

DÉSORMEAUX, M. A. S.: De l’endoscope, instrument propre à éclairer certaines cavités intérieures de l’économie. In: *Comptes Rendus Hébdomadaires des Séances de l’Académie des Sciences* Bd. 40, 1855

DIN 1505–2 1984

Norm DIN 1505–2 Januar 1984. *Titelangaben von Dokumenten — Teil 1: Zitierregeln*. – Beuth Verlag, Berlin

DIN 1505–3 1995

Norm DIN 1505–3 Mai 1995. *Titelangaben von Dokumenten — Teil 3: Verzeichnisse zitierter Dokumente (Literaturverzeichnisse)*. – Beuth Verlag, Berlin

DIN 66 020–1 1999

Norm DIN 66 020–1 Juli 1999. *Funktionelle Anforderungen an die Schnittstellen zwischen Datenendeinrichtung und Datenübertragungseinrichtungen — Teil 1: Allgemeine Anwendung*. – Beuth Verlag, Berlin

DIN 66 020–2 1982

Norm DIN 66 020–2 August 1982. *Funktionelle Anforderungen an die Schnittstelle zwischen DEE und DÜE in Datennetzen*. – Beuth Verlag, Berlin

Dorf und Bishop 2007

DORF, R. C. ; BISHOP, R. H.: *Moderne Regelungssysteme*. 10. Auflage. München : Pearson Studium, 2007. – ISBN 3–8273–7304–2

Duden 2006

DUDEN ; DUDENREDAKTION (Hrsg.) ; SCHOLZE-STUBENRECHT, W (Projektleitung) (Hrsg.) ; GESELLSCHAFT FÜR DEUTSCHE SPRACHE, (Beratende

Mitarbeit) (Hrsg.): *Duden*. Bd. 1: *Duden — Die deutsche Rechtschreibung*. 24., völlig neubearbeitete und erweiterte Auflage. Mannheim : Bibliographisches Institut & F. A. Brockhaus AG, 2006. – ISBN 3–411–04014–9

Duden 2007

DUDEN ; DUDENREDAKTION (Hrsg.): *Duden — Das große Fremdwörterbuch*. 4., aktualisierte Auflage. Mannheim : Bibliographisches Institut, 2007. – ISBN 3–4110–4164–1. – Buch plus CD-ROM (gebundene Ausgabe)

Dugas und Schmidt 2003

DUGAS, M. ; SCHMIDT, K.: *Medizinische Informatik und Bioinformatik*. Heidelberg : Springer-Verlag, 2003. – ISBN 3–540–42568–3

Dunkin et al. 2007

DUNKIN, B. ; ADRALES, G. L. ; APELGREN, K. ; MELLINGER, D.: Surgical simulation — a current review. In: *Surgical Endoscopy* 21 (2007), März, Nr. 3, S. 357–366. <http://dx.doi.org/10.1007/s00464-006-9072-0>. – DOI 10.1007/s00464-006-9072-0. – ISSN 0930–2794

Dunkin et al. 2006

DUNKIN, B. D. ; MARKS, J. ; MCCASHLAND, T. ; BUSHAN, S. ; SORBI, D. ; RASKIN, J. ; MOURELO, R. ; PONSKY, J.: A Multi-Institutional Study of the Impact of a Virtual Reality Simulator Training Curriculum on Mastery of Colonoscopy during Fellowship. In: *SAGES* (2006), April, S. 100–101

Dunkin 2003

DUNKIN, B. J.: Flexible endoscopy simulators. In: *Seminars in Laparoscopic Surgery* 10 (2003), März, Nr. 1, S. 29–35. – ISSN 1071–5517

Ebert 1978

EBERT, H. (Hrsg.): *Physikalisches Taschenbuch*. 5., vollständig neu bearbeitete Auflage. Braunschweig : vieweg, 1978. – ISBN 3–5280–8417–0

EIA/TIA-232-E 1991

Norm EIA/TIA-232-E-91 Januar 1991. *Interface Between Data Terminal*



Equipment and Data Circuit-Terminating Equipment Employing Serial Binary Data Interchange (superceded by TIA-232-F). – Telecommunications Industry Association (TIA), Arlington (VA)

Elberfelder Studienbibel 2005

ELBERFELDER STUDIENBIBEL ; BROCKHAUS (Hrsg.): *Elberfelder Studienbibel mit Sprachschlüssel.* Haan : F. A. Brockhaus GmbH, 2005. – ISBN 3-4172-5908-8

Erler-Zimmer 2007

ERLER-ZIMMER ; ERLER-ZIMMER GMBH&CO. KG (Hrsg.): *Katalog mit Preisliste Nummer 33.* Internet. <http://www.erler-zimmer.de>. Version: September 2007

Euler 2001a

EULER, K.: Hygienestandards in der Gastroenterologischen Endoskopie — Teil 1. In: *Endoskopie Aktuell — Die Vierteljahreszeitschrift über flexible medizinische Endoskopie* (2001), Januar, Nr. 1, 4–6. http://objects.olympus-europa.com/endo/documents/OLYInfo_I01.pdf

Euler 2001b

EULER, K.: Hygienestandards in der Gastroenterologischen Endoskopie — Teil 2. In: *Endoskopie Aktuell — Die Vierteljahreszeitschrift über flexible medizinische Endoskopie* (2001), April, Nr. 2, 11–13. http://objects.olympus-europa.com/endo/documents/OLYInfo_II01.pdf

Eversbusch und Grantcharov 2004

EVERSBUSCH, A. ; GRANTCHAROV, T. P.: Learning curves and impact of psychomotor training on performance in simulated colonoscopy — a randomized trial using a virtual reality endoscopy trainer. In: *Surgical Endoscopy* 18 (2004), Oktober, Nr. 10, S. 1514–1518. <http://dx.doi.org/10.1007/s00464-003-9264-9>. – DOI 10.1007/s00464-003-9264-9. – ISSN 0930-2794

Federspiel und Herbst 2005

FEDERSPIEL, C. ; HERBST, V. ; STIFTUNG WARENTTEST (Hrsg.): *Die Andere*

Medizin. 5., korrigierter Nachdruck. Berlin : Stiftung Warentest, 2005. – ISBN 3–937880–35–6

Felsher et al. 2005

FELSHER, J. J. ; OLESEVICH, M. ; FARRES, H. ; ROSEN, M. ; FANNING, A. ; DUNKIN, B. J. ; MARKS, J. M.: Validation of a flexible endoscopy simulator. In: *The American Journal of Surgery* 189 (2005), April, Nr. 4, S. 497–500. <http://dx.doi.org/10.1016/j.amjsurg.2005.01.008>. – DOI 10.1016/j.amjsurg.2005.01.008. – ISSN 0002–9610

Ferlitsch et al. 2001

FERLITSCH, A. ; GLAUNINGER, P. ; GUPPER, A. ; SCHILLINGER, M. ; HAEFNER, M. ; GANGL, A.: Virtual endoscopy simulation for training of gastrointestinal endoscopy. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 53 (2001), Nr. 5, S. 78. – ISSN 0016–5107

Ferlitsch et al. 2002

FERLITSCH, A. ; GLAUNINGER, P. ; GUPPER, A. ; SCHILLINGER, M. ; HAEFNER, M. ; GANGL, A. ; SCHOEFL, R.: Evaluation of a virtual endoscopy simulator for training in gastrointestinal endoscopy. In: *Endoscopy* 34 (2002), Nr. 9, S. 698–702. – ISSN 0013–726X

Fireman und Kopelman 2002

FIREMAN, Z. ; KOPELMAN, Y.: Wireless capsule colonoscopy. In: *Journal of Gastroenterology and Hepatology* 17 [Suppl.] (2002), S. A976

Fireman und Kopelman 2007

FIREMAN, Z. ; KOPELMAN, Y.: The colon — the latest terrain for capsule endoscopy. In: *Digestive and Liver Disease* 39 (2007), Oktober, Nr. 10, S. 895–899. <http://dx.doi.org/10.1016/j.dld.2007.07.050>. – DOI 10.1016/j.dld.2007.07.050. – ISSN 1590–8658

Fischer 2001

FISCHER, R.: *Elektrische Maschinen.* 11. Auflage. München : Carl Hanser Verlag, 2001. – ISBN 3–446–21810–6



Foley et al. 1995

FOLEY, J. ; VAN DAM, A. ; FEINER, S. ; HUGHES, J. F.: *Computer Graphics — Principles and Practice in C*. 2. Auflage. Amsterdam, Niederlande : Addison-Wesley Longman, 1995 (Addison-Wesley Systems Programming). – ISBN 0–2018–4840–6

Franz et al. 2004

FRANZ, S. ; KAHLBACHER, H. ; SCHUH, M. ; SCHMEROLD, I.: Ösophago-gastroduodenoskopie beim Schwein — Technik, Methode, Indikationen. In: *Tierärztliche Wochenschrift* 117 (2004), Januar, Nr. 03/04, S. 153–159. – ISSN 0005–9366

Freeman 2001

FREEMAN, M. L.: Training and Competence in Gastrointestinal Endoscopy. In: *Gastroenterological Disorders* 1 (2001), Nr. 2, S. 73–86

Freys et al. 1995

FREYS, S. M. ; HEIMBUCHER, J. ; FUCHS, K. H.: Teaching upper gastrointestinal endoscopy: the pig stomach. In: *Endoscopy* 27 (1995), S. 73–76. – ISSN 0013–726X

Fried et al. 2007

FRIED, M. P. ; URIBE, J. I. ; SADOUGH, B.: The role of virtual reality in surgical training in otorhinolaryngology. In: *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery* 15 (2007), Juni, Nr. 3, S. 163–169

Gallagher und Cates 2004

GALLAGHER, A. G. ; CATES, C. U.: Approval of Virtual Reality Training for Carotid Stenting. In: *JAMA — The Journal of the American Medical Association* 292 (2004), Dezember, Nr. 24, S. 3024–3026

GATE 2002

GATE, Gastroenterologie-Ausbildung — Training Endoskopie: Leitlinien-gestützte Empfehlungen zu Trainingskursen in der gastrointestinalen Endoskopie. In: *Endoskopie heute* 15 (2002), September, Nr. 3, S. 176–184.

<http://dx.doi.org/10.1055/s-2002-37142>. – DOI 10.1055/s-2002-37142. – ISSN 0933-811X. – Herausgegeben von der Sektion Endoskopie der Deutschen Gesellschaft für Verdauungs- und Stoffwechselerkrankungen — Sektion Gastroenterologie des Berufsverbands Deutscher Internisten

Gembris et al. 2007

GEMBRIS, D. ; HESSER, J. ; MÄNNER, R.: Operations-Trainingssysteme in der Medizin. In: *Spektrum der Wissenschaft* (2007), Februar, S. 42–50. – ISSN 0170-2971

Gerdes et al. 2004

GERDES, I. ; KLAWONN, F. ; KRUSE, R.: *Evolutionäre Algorithmen*. 1. Auflage. Wiesbaden : Friedrich Vieweg & Sohn Verlag, 2004. – ISBN 3-528-05570-7

Gerson und Van Dam 2002

GERSON, L. B. ; VAN DAM, J.: The future of simulators in GI endoscopy — An unlikely possibility or a virtual reality? In: *Gastrointestinal Endoscopy* 55 (2002), April, Nr. 4, S. 608–611. <http://dx.doi.org/10.1067/mge.2002.120321>. – DOI 10.1067/mge.2002.120321. – ISSN 0016-5107

Gerthsen und Meschede 2006

GERTHSEN, C. ; MESCHEDER, D.: *Gerthsen Physik*. 23. Auflage. Berlin : Springer, 2006 (Springer-Lehrbuch). – ISBN 3-5402-5421-8

Gevatter 2000a

GEVATTER, H-J. (Hrsg.): *Automatisierungstechnik 1 — Meß- und Sensortechnik*. Bd. 1. Berlin : Springer-Verlag, 2000. – ISBN 3-540-66883-7

Gevatter 2000b

GEVATTER, H-J. (Hrsg.): *Automatisierungstechnik 2 — Geräte*. Bd. 2. Berlin : Springer-Verlag, 2000. – ISBN 3-540-67085-8



Gevatter 2000c

GEVATTER, H.-J. (Hrsg.): *Automatisierungstechnik 3 — Aktoren*. Bd. 3. Berlin : Springer-Verlag, 2000. – ISBN 3–540–67086–6

Gholson et al. 1990

GHOLSON, C. F. ; PROVENZA, J. M. ; SILVER, R. C. ; BACON, B. R.: Endoscopic Retrograde Cholangiography in Swine — A new Model for Endoscopic Training and Hepatobiliary Research. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 36 (1990), S. 600–603

Gillies et al. 1992

GILLIES, D. F. ; HARITSIS, A. ; WILLIAMS, C. B.: Computer simulation for teaching endoscopic procedures. In: *Endoscopy* 24 (1992), S. 544–548. – ISSN 0013–726X

Gillies und Williams 1987

GILLIES, D. F. ; WILLIAMS, C. B.: An interactive graphic simulator for teaching of fibroendoscopic techniques. In: MARECHAL, G. (Hrsg.): *Eurographics Conference Proceedings 1987*. Amsterdam, Niederlande : Elsevier Science Publishers B.V., 1987 (Eurographics conference), S. 127–138

Grantcharov et al. 2005

GRANTCHAROV, T. P. ; CARSTENSEN, L. ; SCHULZE, S.: Objective assessment of gastrointestinal endoscopy skills using a virtual reality simulator. In: *Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons* 9 (2005), Juni, Nr. 2, S. 130–133. – ISSN 1086–8089

Greenwald und Cohen 2006

GREENWALD, D. ; COHEN, J.: Evolution of endoscopy simulators and their application. In: *Gastrointestinal Endoscopy Clinics of North America* 16 (2006), Juli, Nr. 3, S. 389–406. – ISSN 1052–5157

Groß et al. 2006

GROSS, H. ; HAMANN, J. ; WIEGÄRTNER, G.: *Technik elektrischer Vorschubantriebe in der Fertigungs- und Automatisierungstechnik — Mechanische*

Komponenten, Servo-Motoren, Messergebnisse. 1. Auflage. Erlangen : Publicis Corporate Publishing, 2006. – ISBN 3–89578–149–5

Gruber und Hartung 2004

GRUBER, F. P. ; HARTUNG, T.: Alternatives to animal experimentation in basic research. In: *ALTEX* 21 (2004), Januar, Nr. 1, S. 3–31. – ISSN 0946–7785

Grund et al. 1998

GRUND, K. E. ; BRÄUTIGAM, D. ; ZINDEL, C. ; LOTHERT, M. ; FARIN, G.: Interventionsfähiges Tübinger Simulationsmodell INTERPHANT für die flexible Endoskopie. In: *Endoskopie heute* 11 (1998), S. 134. – ISSN 0933–811X

Grund und Mentges 2000

GRUND, K. E. ; MENTGES, D.: *Tübinger Endo-Trainer "SUSI"*. Berlin : Springer-Verlag, 2000 (Deutsche Gesellschaft für Chirurgie. Kongressband)

Grund und Mentges 2001

GRUND, K. E. ; MENTGES, D.: *Teaching and Learning*. Manuskript. Tübingen, 2001

Grund et al. 1992

GRUND, K. E. ; STORZ, B. ; NARUHN, M.: *Integriertes didaktisches Konzept für die Endoskopie*. Abstract, XXI. Kongreß der DGE-BV, München, März 1992

Grund et al. 1999

GRUND, K. E. ; STRAUB, T. ; FARIN, G.: Integriertes Ausbildungskonzept für die diagnostische und interventionelle flexible Endoskopie. In: *Zeitschrift für Gastroenterologie* 37 (1999), S. 933. – ISSN 0044–2771

Grünfeld 1879

GRÜNFELD, J.: Zur Geschichte der Endoskopie und der endoskopischen Apparate. In: *Medizinisches Jahrbuch, Wien* (1879), S. 237–291



Gulbins und Obermayr 1995

GULBINS, J. ; OBERMAYR, K.: *UNIX System V.4 — Begriffe, Konzepte, Kommandos, Schnittstellen*. 4., überarbeitete und erweiterte Auflage. Berlin : Springer, 1995 (Springer Compass). – ISBN 3–540–58864–7

Haque und Srinivasan 2006

HAQUE, S. ; SRINIVASAN, S.: A meta-analysis of the training effectiveness of virtual reality surgical simulators. In: *IEEE Transactions of Information Technology in Biomedicine* 10 (2006), Januar, Nr. 1, S. 51–58. <http://dx.doi.org/10.1109/TITB.2005.855529>. – DOI 10.1109/TITB.2005.855529

Heinkel und Kimming 1972

HEINKEL, H. ; KIMMING, M.: Phantomtraining zur Ausbildung der endoskopischen Magenuntersuchung. In: *Zeitschrift für Gastroenterologie* 10 (1972), S. 393–398. – ISSN 0044–2771

Hochberger und Maiß 2006

HOCHBERGER, J. ; MAISS, J.: Currently available simulators: ex vivo models. In: *Gastrointestinal Endoscopy Clinics of North America* 16 (2006), Juli, Nr. 3, S. 435–449. – ISSN 1052–5157

Hochberger et al. 2003

HOCHBERGER, J. ; MAISS, J. ; HAHN, E. G.: Aus- und Weiterbildung in der gastrointestinalen Endoskopie — Was muss gefordert werden, was sind die Voraussetzungen? In: *Chirurgische Gastroenterologie* 19 (2003), Juli, Nr. 1, S. 14–20. <http://dx.doi.org/10.1159/000072534>. – DOI 10.1159/000072534

Hochberger et al. 2001

HOCHBERGER, J. ; MAISS, J. ; MAGDEBURG, B. ; COHEN, J. ; HAHN, E. G.: Training Simulators and Education in Gastrointestinal — Current Status and Perspectives in 2001. In: *Endoscopy* 33 (2001), Nr. 6, S. 541–549. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2001-14972>. – DOI 10.1055/s-2001-14972. – ISSN 0013–726X

Hochberger et al. 1997

HOCHBERGER, J. ; NEUMANN, M. ; HOHENBERGER, W. ; HAHN, E. G.: Neuer Endoskopie-Trainer für die therapeutische flexible Endoskopie. In: *Zeitschrift für Gastroenterologie* 35 (1997), S. 722–723. – ISSN 0044–2771

Hochberger et al. 1998

HOCHBERGER, J. ; NEUMANN, M. ; MAISS, J. ; BAYER, J. ; NÄGEL, A. ; HAHN, E. G.: Erlanger Ausbildungssimulator für die interventionelle Endoskopie (EASIE) — Eine neue Perspektive für die qualitätsorientierte praktische Ausbildung. In: *Endoskopie heute* 4 (1998), S. 23–25. – ISSN 0933–811X

Höhne et al. 2000

HÖHNE, K. H. ; PFLESSER, B. ; POMMERT, A. ; PRIESMEYER, K. ; RIEMER, M. ; SCHIEMANN, T. ; SCHUBERT, R. ; TIEDE, U. ; FREDERKING, H. ; GEHRMANN, S. ; NOSTER, S. ; SCHUMACHER, U.: *VOXEL-MAN 3D Navigator — Inner Organs. Regional, Systemic and Radiological Anatomy*. Heidelberg : Springer-Verlag Electronic Media, 2000. – ISBN 3–540–14759–4. – 3 CD-ROMs

Holmes und Lipo 2003

HOLMES, D. G. ; LIPO, T. A.: *Pulse Width Modulation for Power Converters — Principles and Practice*. San Francisco, CA, USA : Wiley-IEEE Press, 2003 (Power Engineering (IEEE)). – ISBN 0–4712–0814–0

Hughes 2006

HUGHES, A.: *Electric Motors and Drives: Fundamentals, Types and Applications*. 3. Auflage. Amsterdam, Niederlande : Newnes, 2006. – ISBN 0–7506–4718–3

IEEE 1003.1 2004

Norm IEEE 1003.1 2004. *Standard for information technology — Portable Operating System Interface (POSIX). System interfaces*. – Portable Applications Standards Committee, IEEE Computer Society, USA



Ikuta et al. 2000

IKUTA, K. ; IRITANI, K. ; FUKUYAMA, J.: Portable Virtual Endoscope System with Force and Visual Display for Insertion Training. In: *Lecture Notes in Computer Science* 1935 (2000), S. 907–920. <http://dx.doi.org/10.1007/b12345>. – DOI 10.1007/b12345. – ISSN 0302–9743

Ikuta et al. 2001

IKUTA, K. ; IRITANI, K. ; FUKUYAMA, J.: Mobile virtual endoscope system with haptic and visual information for non-invasive inspection training. In: *International Conference on Robotics and Automation 2* (2001), S. 2037–2044. <http://dx.doi.org/10.1109/ROBOT.2001.932907>. – DOI 10.1109/ROBOT.2001.932907. – ISSN 1050–4729

Ikuta et al. 1998

IKUTA, K. ; TAKEICHI, M. ; NAMIKI, T.: Virtual endoscope system with force sensation. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)* (1998), Oktober, S. 293–304. <http://dx.doi.org/10.1007/BFb0056181>. – DOI 10.1007/BFb0056181. – ISSN 0302–9743

Illic et al. 2005a

ILIC, D. ; MOIX, T. ; CULLOUGH, N. M. ; DURATTI, L. ; VECERINA, I. ; BLEULER, H.: Real-time haptic interface for VR colonoscopy simulation. In: *Studies in Health Technology and Informatics* 111 (2005), S. 208–212. – ISSN 0926–9630

Illic et al. 2005b

ILIC, D. ; MOIX, T. ; FRACHEBOUD, B. ; BLEULER, H.: A Haptic Interface for Interventional Radiology. In: VECERINA, I. (Hrsg.): *International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2005)*. Barcelona, Spanien, April 2005. – ISBN 0–7803–8914–X, S. 2933–2937

ISO/IEC 646 1991

Norm ISO/IEC 646 1991. *Information technology — ISO 7-bit coded character set for information interchange*. – International Organisation for Standardization, Genf, Schweiz

ISO/IEC 9945-2 2003

Norm ISO/IEC 9945-2 2003. *Information technology — Portable Operating System Interface (POSIX) – Part 2: System Interfaces.* – Portable Applications Standards Committee, IEEE Computer Society, USA

KAIST-Ewha 2007a

KAIST-EWHA: *KAIST-Ewha Colonoscopy Simulator I.* Internet. http://discrete.kaist.ac.kr/html/research/simulation_1_1.php. Version: August 2007

KAIST-Ewha 2007b

KAIST-EWHA: *KAIST-Ewha Colonoscopy Simulator II.* Internet. http://discrete.kaist.ac.kr/html/research/simulation_1_2.php. Version: August 2007

Kant 1901

KANT, I. ; OSTWALD, W. (Hrsg.): *Annalen der Naturphilosophie*. Bd. 1. Deutschland : Philosoph, 1901 (* 1724; † 1804)

Kassenärztliche Bundesvereinigung 2002

KASSENÄRZTLICHE BUNDESVEREINIGUNG: *Dokumentationsbogen zur Früherkennungs-Koloskopie*. Muster 38. Berlin: Kassenärztliche Bundesvereinigung, Oktober 2002

Kassenärztliche Bundesvereinigung 2005

KASSENÄRZTLICHE BUNDESVEREINIGUNG: *Einheitlicher Bewertungsmaßstab (EBM)*. Bd. 1. Köln : Deutscher Ärzte-Verlag GmbH, 2005. – ISBN 3-7691-3171-1

Kassenärztliche Bundesvereinigung 2007a

KASSENÄRZTLICHE BUNDESVEREINIGUNG ; WEIGELDT, U. (Hrsg.): *Drei Jahre Früherkennungskoloskopie in Deutschland — Ergebnisse der wissenschaftlichen Begleitung von 2003 bis 2005*. Pressekonferenz der Felix Burda Stiftung, Internet. <http://gastromed-bng.de/upload/materialien/ScreeningKBV07.pdf>. Version: Februar 2007



Kassenärztliche Bundesvereinigung 2007b

KASSENÄRZTLICHE BUNDESVEREINIGUNG: *Schlüsseldienst kostet mehr als Hausbesuch des Arztes*. Internet. <http://www.kbv.de/presse/10764.html>. Version: Juni 2007

Keuchel et al. 2006

KEUCHEL, M. ; HAGENMÜLLER, F. ; FLEISCHER, D. E.: *Atlas of Video Capsule Endoscopy*. 1. Springer Medizin Verlag, 2006. – ISBN 3–540–23128–5

Kim et al. 2007

KIM, W. S. ; WOO, H. S. ; AHN, W. ; LEE, K. ; CHO, J. H. ; LEE, D. Y. ; YI, S. Y.: Non-Clinical Evaluation of the KAIST-Ewha Colonoscopy Simulator II. In: *Studies in Health Technology and Informatics* 125 (2007), Februar, S. 214–216. – ISSN 0926–9630

Klug und Knoch 1984

KLUG, W. ; KNOCH, H. G.: Experimental phantoms for studying the colon. In: *Zeitschrift für die gesamte innere Medizin und ihre Grenzgebiete* 39 (1984), S. 197–199

Koch et al. 2007

KOCH, A. D. ; BUZINK, S. N. ; HEEMSKERK, J. ; BOTDEN, S. M. ; VEENENDAAL, R. ; JAKIMOWICZ, J. J. ; SCHOON, E. J.: Expert and construct validity of the Simbionix GI Mentor II endoscopy simulator for colonoscopy. In: *Surgical Endoscopy* (2007), Mai. <http://dx.doi.org/10.1007/s00464-007-9394-6>. – DOI 10.1007/s00464-007-9394-6. – ISSN 0930–2794

Koch und Windeler 2005

KOCH, K. ; WINDELER, J. ; STIFTUNG WARENTEST (Hrsg.): *Untersuchungen zur Früherkennung Krebs — Nutzen und Risiken*. 1. Auflage. Berlin : Stiftung Warentest, 2005. – ISBN 3–937880–07–0

Köhn 1998

KÖHN, P.: *Entwicklung von Materialien und Formen für interventionsfähige*

Phantome in der flexiblen Endoskopie. Tübingen, Medizinische Fakultät der Eberhard-Karls-Universität, Diss., 1998

Koken Company 2007

KOKEN COMPANY, Ltd.: *Colonoscopy Training Modell Type I-B.* Internet. http://www.kokenmpc.co.jp/english/products/life_simulation_models/medical_education/lm-044b/.
Version: Juli 2007

Körner 2003

KÖRNER, O.: *Entwicklung eines computergesteuerten Trainingssimulators für die Koloskopie mit aktivem Force-Feedback.* Mannheim, Lehrstuhl für Informatik 5, Universität Mannheim, Diss., Dezember 2003. <http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=urn:nbn:de:bsz:180-madoc-853>. – URN urn:nbn:de:bsz:180-madoc-853

Körner und Männer 2002

KÖRNER, O. ; MÄNNER, R.: Haptic display for a virtual reality simulator for flexible endoscopy. In: MÜLLER, S. (Hrsg.) ; STÜRZLINGER, W. (Hrsg.): *Proceedings of the 8th Eurographics Workshop on Virtual Environments.* Barcelona, Spanien, Mai 2002, S. 13–18

Körner und Männer 2003a

KÖRNER, O. ; MÄNNER, R.: Haptic Task Constraints for 3D Interaction. In: *Proceedings of the 11th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems.* Washington D. C., USA : IEEE Computer Society, März 2003. – ISBN 0-7695-1890-7, S. 278–284

Körner und Männer 2003b

KÖRNER, O. ; MÄNNER, R.: Implementation of a haptic interface for a virtual reality simulator for flexible endoscopy. In: HANNAFORD, B. (Hrsg.) ; TAN, H. (Hrsg.): *11th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, IEEE-VR2003.* Los Angeles, CA, USA : IEEE, März 2003, S. 278–284



Körner et al. 2004

KÖRNER, O. ; RIEGER, K. ; MÄNNER, R.: Haptic Display for All Degrees of Freedom of a Simulator for Flexible Endoscopy. In: COTIN, S. (Hrsg.) ; METAXAS, D. N. (Hrsg.): *Int. Symp. Medical Simulation (ISMS)* Bd. 3078. Cambridge, MA, USA : Springer LNCS, 2004 (Lecture Notes in Computer Science 3078). – ISBN 3–540–22186–7, S. 161–167

Krüger-Brand 2002

KRÜGER-BRAND, H. E.: Video Endoskopie — Mit einer Kapsel den Dünndarm inspizieren. In: *Deutsches Ärzteblatt* Jg. 99 (2002), Juli, Nr. 28–29, S. A 1950. – ISSN 0012–1207

Kühnapfel et al. 2000

KÜHNAPFEL, U. ; ÇAKMAK, H. K. ; MAASS, H.: Endoscopic Surgery Training Using Virtual Reality and Deformable Tissue Simulation. In: *Computers & Graphics* 24 (2000), S. 671–682

Kühnapfel et al. 1995

KÜHNAPFEL, U. ; KRUMM, H. ; KUHN, C. ; HÜBNER, M. ; NEISIUS, B.: Endosurgery Simulations with KISMET: A flexible tool for Surgical Instrument Design, Operation Room Planning and VR Technology based Abdominal Surgery Training. In: *Proceedings VR'95 World Conference*, 1995

Kutti 2002

KUTTI, N. S.: *C and Unix Programming — A Comprehensive Guide Incorporating the ANSI and POSIX Standards*. 1. Auflage. VT, USA : Lightspeed Books, 2002. – ISBN 1–9291–7540–X

Kutz 2002

KUTZ, M.: *Handbook of Materials Selection*. 1. Auflage. Hoboken, NY, USA : Wiley & Sons, 2002. – ISBN 0–4713–5924–6

Kwon et al. 2005

KWON, J. Y. ; WOO, H. S. ; LEE, D. Y.: Haptic device for colonoscopy training simulator. In: *Studies in Health Technology and Informatics* 111 (2005), Februar, S. 277–279. – ISSN 0926–9630

Lanconelli 2007

LANCONELLI, C.: *PonyProg — Serial Device Programmer Software*. Internet. <http://www.lancos.com/prog.html>. Version: August 2007

Landau 1909

LANDAU, E.: *Handbuch der Lehre von der Verteilung der Primzahlen*. Leipzig : B. G. Teubner, 1909

Laotse 6CBC

LAOTSE ; KIRCHNER, B. (Hrsg.): *Tao Te King*. China : Archivar, Philosoph, 6CBC (* 604 v. Chr.; † um 517 v. Chr.)

Lee et al. 2006

LEE, Y-C. ; WANG, H-P. ; CHIU, H-M. ; LIN, C-P. ; HUANG, S-P. ; LAI, Y-P. ; WU, M-S. ; CHEN, M-F. ; LIN, J-T.: Factors determining post-colonoscopy abdominal pain: Prospective study of screening colonoscopy in 1000 subjects. In: *Journal of Gastroenterology and Hepatology* 21 (2006), Oktober, Nr. 10, S. 1575–1580. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1440-1746.2006.04145.x>. – DOI 10.1111/j.1440-1746.2006.04145.x. – ISSN 0815-9319

Leiß et al. 2002

LEISS, O. ; BEILENHOF, U. ; BADER, L. ; JUNG, M. ; EXNER, M.: Leitlinien zur Aufbereitung flexibler Endoskope und endoskopischen Zusatzinstrumentariums im internationalen Vergleich. In: *Zeitschrift für Gastroenterologie* 40 (2002), S. 531–542. – ISSN 0044-2771

Leiter 1880

LEITER, J.: *Elektroendoskopische Instrumente*. Reprint. Wien, Österreich : Max-Nitze-Museum, 1880

Likert 1932

LIKERT, R.: A Technique for the Measurement of Attitudes. In: *Arch Psych* 140 (1932), Nr. 55

Lin et al. 2006

LIN, O. S. ; KOZAREK, R. A. ; SCHEMBRE, D. B. ; AYUB, K. ; GLUCK, M. ;



DRENNAN, F. ; SOON, M-S. ; RABENECK, L.: Screening Colonoscopy in Very Elderly Patients — Prevalence of Neoplasia and Estimated Impact on Life Expectancy. In: *JAMA — The Journal of the American Medical Association* 295 (2006), Mai, Nr. 20, S. 2357–2365

Logan 2008

LOGAN, S.: *Cross-Platform Development in C++ — Building Mac OS X, Linux, and Windows Applications*. 1. Auflage. Boston, MA, USA : Addison Wesley, 2008. – ISBN 0–3212–4642–X

Long und Kalloo 2006

LONG, V. ; KALLOO, A. N.: AccuTouch Endoscopy Simulator — Development, Applications and Early Experience. In: *Gastrointestinal Endoscopy Clinics of North America* 16 (2006), Juli, Nr. 3, S. 479–487. – ISSN 1052–5157

Lorenzen 2003

LORENZEN, K. F.: *Zitieren und Belegen in wissenschaftlichen Arbeiten*. Internet. <http://www.bui.haw-hamburg.de/pers/klaus.lorenzen/ASP/zitierenbelegen.pdf>. Version: Juni 2003

Love 2005

LOVE, R.: *Linux-Kernel-Handbuch — Leitfaden zu Design und Implementierung von Kernel 2.6*. München : Addison-Wesley, 2005. – ISBN 3–8273–2247–2

Lucero et al. 1995

LUCERO, R. S. ; ZÁRATE, J. O. ; ESPINIELLA, F. ; DÁVOLOS, J. ; APUD, A. ; GONZÁLEZ, B. ; GROSSO, M.: Introducing digestive endoscopy with the SimPrac-EDF and VEE simulator, other organ models, and mannequins. In: *Endoscopy* 27 (1995), S. 93–100. – ISSN 0013–726X

Lunze 2007

LUNZE, J.: *Regelungstechnik I — Systemtheoretische Grundlagen – Analyse und Entwurf einschleifiger Regelungen*. 6. Auflage. Berlin : Springer, 2007. – ISBN 3–540–70790–5

Lutz und Wendt 2007

LUTZ, H. ; WENDT, W.: *Taschenbuch der Regelungstechnik mit MATLAB und Simulink*. 7. Auflage. Frankfurt a. M. : Harri Deutsch, 2007. – ISBN 3–8171–1807–4

MacDonald et al. 2003

MACDONALD, J. ; KETCHUM, J. ; WILLIAMS, R. G. ; ROGERS, L. Q.: A lay person versus a trained endoscopist. In: *Surgical Endoscopy* 17 (2003), Juni, Nr. 6, S. 896–898. <http://dx.doi.org/10.1007/s00464-002-8559-6>. – DOI 10.1007/s00464-002-8559-6. – ISSN 0930–2794

Mahmood und Darzi 2003

MAHMOOD, T. ; DARZI, A.: A study to validate the colonoscopy simulator. In: *Surgical Endoscopy* 17 (2003), Oktober, Nr. 10. <http://dx.doi.org/10.1007/s00464-002-9222-y>. – DOI 10.1007/s00464-002-9222-y. – ISSN 0930–2794

Mahmood und Darzi 2004

MAHMOOD, T. ; DARZI, A.: The learning curve for a colonoscopy simulator in the absence of any feedback — No feedback, no learning. In: *Surgical Endoscopy* 18 (2004), August, Nr. 8. <http://dx.doi.org/10.1007/s00464-003-9143-4>. – DOI 10.1007/s00464-003-9143-4. – ISSN 0930–2794

Maiß et al. 2003

MAISS, J. ; HAHN, E. G. ; HOCHBERGER, J.: Trainingssimulatoren in der Endoskopie. In: *Endoskopie heute* 16 (2003), S. 20–26. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2003-38312>. – DOI 10.1055/s-2003-38312. – ISSN 0933–811X

Maiß et al. 1999

MAISS, J. ; HILDEBRAND, V. ; BAYER, J. ; HAHN, E. G.: miniEASIE — ein neues, auf die Belange der interventionellen Endoskopie reduziertes Trainingsmodell. In: *Endoskopie heute* 12 (1999), S. 53. – ISSN 0933–811X



Markman 1969

MARKMAN, H. D.: A new system for teaching proctosigmoidoscopic morphology. In: *American Journal of Gastroenterology* 52 (1969), September, S. 65. – ISSN 0002–9270

Marshall und Brown 1996

MARSHALL, J. B. ; BROWN, D. N.: Photodocumentation of total colonoscopy — How successful are endoscopists? Do reviewers agree? In: *Gastrointestinal Endoscopy* 44 (1996), Nr. 3, S. 243–248. – ISSN 0016–5107

Maxim Integrated Products 2006

MAXIM INTEGRATED PRODUCTS: *+5V-Powered, Multichannel RS-232 Drivers/Receivers*. 19-4323; Revision 15. Sunnyvale, CA, USA: Maxim Integrated Products, Januar 2006. <http://datasheets.maxim-ic.com/en/ds/MAX220-MAX249.pdf>

Maxim Integrated Products und Dallas Semiconductor 2004a

MAXIM INTEGRATED PRODUCTS ; DALLAS SEMICONDUCTOR: *Benchmarking the MAXQ Instruction-Set Architecture vs. RISC Competitors*. Application Note 3221. Sunnyvale, CA, USA: Maxim Integrated Products/Dallas Semiconductor, April 2004. http://www.maxim-ic.com/appnotes.cfm/an_pk/3221

Maxim Integrated Products und Dallas Semiconductor 2004b

MAXIM INTEGRATED PRODUCTS ; DALLAS SEMICONDUCTOR: Bewertung der Architektur des MAXQ-Befehlssatzes im Vergleich zu RISC-Mitbewerbern. In: *Microcontroller Engineering Review*. Sunnyvale, CA, USA : Maxim Integrated Products/Dallas Semiconductor, April 2004 (Teil 3), S. 7–16

Maxon Motor 2001

MAXON MOTOR, AG: *Bedienungsanleitung für MIP10 Evaluation-Kit und MIP10 Modul*. Sachseln, Schweiz: maxon motor ag, Januar 2001. – Artikel-Nr. 111091, 108971

Maxon Motor 2003

MAXON MOTOR, AG: *maxon-Katalog*. Sachseln, Schweiz: maxon motor ag, 2003

Maxon Motor 2007

MAXON MOTOR, AG: *maxon — Programm 07/08 des weltweit führenden Anbieters von hochpräzisen Antrieben und Systemen*. Sachseln, Schweiz: maxon motor ag, April 2007

McCashland et al. 2000

MCCASHLAND, T. ; BRAND, R. ; LYDEN, E. ; DE GARMO, P.: The time and financial impact of training fellows in endoscopy. In: *American Journal of Gastroenterology* 95 (2000), November, Nr. 11, S. 3129–3132. [http://dx.doi.org/10.1016/S0002-9270\(00\)02073-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0002-9270(00)02073-6). – DOI 10.1016/S0002-9270(00)02073-6. – ISSN 0002-9270

Mechelke 1989

MECHELKE, G.: *Einführung in die Analog- und Digitaltechnik*. 2. Auflage. Köln : Stam-Verlag, 1989. – ISBN 3-8237-0505-9

Menche 2003

MENCHE, N.: *Biologie — Anatomie — Physiologie*. Bd. 5. München : Urban & Fischer, 2003. – ISBN 3-437-26800-7

Merziger und Wirth 2006

MERZIGER, G. ; WIRTH, T.: *Repetitorium der höheren Mathematik*. 5. Auflage. Hannover : Binomi, 2006. – ISBN 3-923923-33-3

Messmann 2006

MESSMANN, H.: *Atlas of Colonoscopy — Techniques — Diagnosis — Interventional Procedures*. 1. Auflage. New York, NY, USA : Georg Thieme, 2006. – ISBN 1-58890-431-8

Meyers 2006

MEYERS: *Meyers Großes Taschenlexikon in 24 Bänden*. Bd. 7. 10., neubearbeitete und erweiterte Auflage. Mannheim : Bibliographisches Institut, 2006. – ISBN 3-4111-0060-5. – 150.000 Stichwörter, 24 Bände, plus DVD-ROM



Milde 2007

MILDE, R.: *Programmieradapter für Atmel AVR Prozessoren*. Internet. <http://rumil.de/hardware/avrISP.html>. Version: August 2007

Moix et al. 2006

MOIX, T. ; ILIC, D. ; BLEULER, H. ; ZOETHOUT, J.: A haptic device for guide wire in interventional radiology procedures. In: *Studies in Health Technology and Informatics* 119 (2006), S. 388–392. – ISSN 0926–9630

Moix et al. 2005

MOIX, T. ; ILIC, D. ; FRACHEBOUD, B. ; ZOETHOUT, J. ; BLEULER, H.: A real-time haptic interface for interventional radiology procedures. In: *Studies in Health Technology and Informatics* 111 (2005), S. 329–333. – ISSN 0926–9630

Moorthy et al. 2004

MOORTHY, K. ; MUNZ, Y. ; ORCHARD, T. R. ; GOULD, S. ; ROCKALL, T. ; DARZI, A.: An innovative method for the assessment of skills in lower gastrointestinal endoscopy. In: *Surgical Endoscopy* 18 (2004), November, Nr. 11, S. 1613–1619. <http://dx.doi.org/10.1007/s00464-004-9002-y>. – DOI 10.1007/s00464-004-9002-y. – ISSN 0930–2794

Muckenhaupt 2005

MUCKENHAUPT, T.: *Training in der flexiblen Endoskopie — Entwicklung eines Simulators für die ERCP und Integration in ein modular aufgebautes Gesamtsystem*. Tübingen, Medizinischen Fakultät der Eberhard-Karls-Universität, Diss., 2005

NAS

NAS: *The Network Audio System (NAS) Project*. <http://www.radscan.com/nas.html>

Neumann et al. 2003

NEUMANN, M. ; HAHN, C. ; HORBACH, T. ; SCHNEIDER, I. ; MEINING, A. ; HELDWEIN, W. ; RÖSCH, T. ; HOHENBERGER, W.: Score card endoscopy:

A multicenter study to evaluate learning curves in 1-week courses using the Erlangen Endo-Trainer. In: *Endoscopy* 35 (2003), Nr. 6, S. 515–520. – ISSN 0013–726X

Neumann et al. 2000

NEUMANN, M. ; MAYER, G. ; ELL, C. ; FELZMANN, T. ; REINGRUBER, B. ; HORBACH, T. ; HOHENBERGER, W.: The Erlangen Endo-Trainer: Life-like simulation for the diagnostic and interventional endoscopic retrograde cholangiography. In: *Endoscopy* 32 (2000), S. 906–910. – ISSN 0013–726X

Nietzsche 1878

NIETZSCHE, F.: *Menschliches, Allzumenschliches — I, Aphorismus 494*. Deutschland : Philosoph, 1878 (* 1844; † 1900)

Nitze 1879

NITZE, M.: Über eine neue Beleuchtungsmethode der Höhlen des menschlichen Körpers. In: *Medizinische Presse* Bd. 26. Wien, Österreich, 1879, S. 851–858

Noar 1991

NOAR, M. D.: Endoscopy simulation: A brave new world. In: *Endoscopy* 23 (1991), S. 147–149. – ISSN 0013–726X

Noar 1992

NOAR, M. D.: Robotics interactive endoscopy simulation of ERCP/sphincterotomy and EGD. In: *Endoscopy* 24 (1992), Nr. 2, S. 539–541. – ISSN 0013–726X

Noar 1995a

NOAR, M. D.: An established porcine model for animated training in diagnostic and therapeutic ERCP. In: *Endoscopy* 27 (1995), S. 77–80. – ISSN 0013–726X

Noar 1995b

NOAR, M. D.: The next generation of endoscopy simulation — Minimally invasive surgical skills simulation. In: *Endoscopy* 27 (1995), Januar, Nr. 1, S. 81–85. – ISSN 0013–726X



Noar und Soehendra 1992

NOAR, M. D. ; SOEHENDRA, N.: Endoscopy simulation training devices. In: *Endoscopy* 24 (1992), S. 159–166. – ISSN 0013–726X

Nocedal und Wright 2006

NOCEDAL, J. ; WRIGHT, S. J.: *Numerical Optimization*. 2. Auflage. Berlin : Springer, 2006 (Springer Series in Operations Research). – ISBN 0–3873–0303–0

Olympus 2001

OLYMPUS, Deutschland GmbH: Hygieneüberprüfungen an Endoskopen — Eine Bestandsaufnahme. In: *Endoskopie Aktuell — Die Vierteljahrszeitschrift über flexible medizinische Endoskopie* (2001), Januar, Nr. 1, S. 7. http://objects.olympus-europa.com/endo/documents/OLYInfo_I01.pdf

Papula 2001

PAPULA, L.: *Mathematik für Ingenieure und Naturwissenschaftler*. Bd. 3: *Vektoranalysis, Wahrscheinlichkeitsrechnung, Mathematische Statistik, Fehler- und Ausgleichsrechnung*. 4. Auflage. Wiesbaden : Vieweg, 2001. – ISBN 3–5283–4937–9

Papula 2006

PAPULA, L.: *Mathematische Formelsammlung für Ingenieure und Naturwissenschaftler*. 9., durchgesehene und erweiterte Auflage. Wiesbaden : Vieweg, 2006. – ISBN 3–8348–0156–9

Parasher et al. 1995

PARASHER, V. K. ; TOOMEY, P. ; CLIFTON, V. ; MERRYMAN, K.: Simulated sphincterotomy in a pig model. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 41 (1995), Nr. 3, S. 240–242. – ISSN 0016–5107

Park et al. 2007a

PARK, D. I. ; KIM, H. J. ; PARK, J. H. ; CHO, Y. K. ; SOHN, C. I. ; JEON, W. K. ; KIM, B. I. ; RYU, S. H. ; SUNG, I. K.: Factors affecting abdominal pain during colonoscopy. In: *European Journal of Gastroenterology & Hepatology*

19 (2007), August, Nr. 8, S. 695–699. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gie.2006.03.149>. – DOI 10.1016/j.gie.2006.03.149. – ISSN 0954–691X

Park et al. 2007b

PARK, J. ; MACRAE, H. ; MUSSELMAN, L. J. ; ROSSOS, P. ; HAMSTRA, S. J. ; WOLMAN, S. ; REZNICK, R. K.: Randomized controlled trial of virtual reality simulator training: transfer to live patients. In: *The American Journal of Surgery* 194 (2007), August, Nr. 2, S. 205–211. <http://dx.doi.org/10.1016/j.amjsurg.2006.11.032>. – DOI 10.1016/j.amjsurg.2006.11.032. – ISSN 0002–9610

Pearl und Marks 2006

PEARL, J. ; MARKS, J. M.: The Future of Teaching Surgical Endoscopy. In: *Surgical Innovation* 13 (2006), Dezember, Nr. 4, S. 280–282. <http://dx.doi.org/10.1177/1553350606295963>. – DOI 10.1177/1553350606295963

Peifer et al. 1996

PEIFER, J. W. ; CURTIS, W. D. ; SINCLAIR, M. J.: Applied virtual reality for simulation of endoscopic retrograde cholangio-pancreatography (ERCP). In: *Medicine Meets Virtual Reality 4* (1996). <http://www.bitc.gatech.edu/bitcprojects/ercp/paper46.html>

Pennazio et al. 2002a

PENNAZIO, M. ; SANTUCCI, R. ; RONDONOTTI, E.: Capsule endoscopy: Diagnostic yield and comparison with enteroscopy in patients with obscure gastrointestinal bleeding. The Italian multicenter experience. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 34 (2002), S. A91. – ISSN 0016–5107

Pennazio et al. 2002b

PENNAZIO, M. ; SANTUCCI, R. ; RONDONOTTI, E.: Wireless capsule endoscopy in patients with obscure gastrointestinal bleeding: Results of the Italian multicentre experience. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 55 (2002), S. AB87. – ISSN 0016–5107



Petzold 1998

PETZOLD, Ch.: *Programming Windows — The definitive guide to the Win32 API*. 5. Auflage. Redmond, WA, USA : Microsoft Press Books, 1998 (Microsoft Programming Series). – ISBN 1–57231–995–X. – Buch mit CD-ROM

Pfeiffer und Neuhaus 2002

PFEIFFER, U. ; NEUHAUS, H.: Externe Kompression bei der Koloskopie. In: *Endoskopie heute* 15 (2002), S. 161–164. – ISSN 0933–811X

Poon 1991

POON, A.: *Real time simulation of colonoscopy using dynamic models*, Imperial College of Science, Technology and Medicine, Diss., Januar 1991

Pott 2004

POTT, G.: *Koloskopie-Atlas — Mit Anleitungen zur Prophylaxe des Kolonkarzinoms*. 2., aktualisierte und erweiterte Auflage. Stuttgart : Schattauer, 2004. – ISBN 3–7945–2288–5

Pschyrembel 2007

PSCHYREMBEL, W. ; BACH, M. (Hrsg.): *Klinisches Wörterbuch*. 261., neu bearbeitete und erweiterte Auflage. Berlin : Walter de Gruyter, 2007. – ISBN 978–3–11–019127–1. – Buch mit CD-ROM

Quercioli 2003

QUERCIOLI, V.: *Pulse Width Modulated (PWM) Power Supplies*. Amsterdam, Niederlande : Elsevier Science, 2003 (Studies in Electrical and Electronic Engineering). – ISBN 0–4448–9790–9

Raghupathi et al. 2003

RAGHUPATHI, L. ; CANTIN, V. ; FAURE, F. ; CANI, M-P.: Real-time Simulation of Self-collisions for Virtual Intestinal Surgery. In: AYACHE, N. (Hrsg.) ; DELINGETTE, H. (Hrsg.): *Proceedings of the International Symposium on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling*, Springer-Verlag, 2003 (Lecture Notes in Computer Science 2673), 15–26

Reling 1997

RELING, J. ; STORZ (Hrsg.): *Die Bibliothek der Technik*. Bd. 153: *Industrielle Endoskopie — Systeme, Komponenten, Anwendung*. 2. Auflage. Landsberg/Lech : Verlag Moderne Industrie, 1997. – ISBN 3–478–93181–9

Renz-Polster et al. 2006

RENTZ-POLSTER, H. ; KRAUTZIG, S. ; BRAUN, J.: *Basislehrbuch Innere Medizin*. 3. Auflage. Amsterdam, Niederlande : Urban & Fischer bei Elsevier, 2006. – ISBN 3–4374–4460–3

Reuter 2006

REUTER, M.: Der endoskopische Idealist. In: *Der Urologe* 45 (2006), September, Nr. 9, 1084–1091. <http://dx.doi.org/10.1007/s00120-006-1165-9>. – DOI 10.1007/s00120-006-1165-9. – ISSN 0340–2592

Rexroth 2005

REXROTH, G.: *Gastroenterologie*. 1. Auflage. Bern, Schweiz : Verlag Hans Huber, 2005. – ISBN 3–456–84057–8

Rey und Romanczyk 1995

REY, J. F. ; ROMANCZYK, T.: The development of experimental models in the teaching of endoscopy. In: *Endoscopy* 27 (1995), S. 101–105. – ISSN 0013–726X

Rieger und Männer 2007

RIEGER, K. ; MÄNNER, R.: Development of a Guiding Endoscopy Simulator. In: WESTWOOD, J. D. (Hrsg.) ; HALUCK, R. S. (Hrsg.) ; HOFFMAN, H. M. (Hrsg.) ; MOGEL, G. T. (Hrsg.) ; PHILLIPS, R. (Hrsg.) ; ROBB, R. A. (Hrsg.) ; VOSBURGH, K. G. (Hrsg.): *Medicine Meets Virtual Reality 15 — in vivo, in vitro, in silico: Designing the Next in Medicine* Bd. 125. Amsterdam, Niederlande : IOS Press, Februar 2007 (Studies in Health Technology and Informatics 15). – ISBN 978–1–58603–713–0, 385–387

Ritter et al. 2006

RITTER, E. M. ; MCCLUSKY, D. A. ; GALLAGHER, A. G. ; ENOCHSSON,



L. ; SMITH, C. D.: Perceptual, visuospatial, and psychomotor abilities correlate with duration of training required on a virtual-reality flexible endoscopy simulator. In: *American Journal of Surgery* 192 (2006), September, Nr. 3, S. 379–384. – ISSN 0002–9610

Ritter et al. 2003

RITTER, E. M. ; MCCLUSKY, D. A. ; LEDERMAN, A. B. ; GALLAGHER, A. G. ; SMITH, C. D.: Objective psychomotor skills assessment of experienced and novice flexible endoscopists with a virtual reality simulator. In: *American Journal of Gastroenterology* 7 (2003), November, Nr. 7, S. 871–878. [http://dx.doi.org/10.1016/S1091-255X\(03\)00148-3](http://dx.doi.org/10.1016/S1091-255X(03)00148-3). – DOI 10.1016/S1091-255X(03)00148-3. – ISSN 0002–9270

Robert Koch-Institut 2002

ROBERT KOCH-INSTITUT: Anforderungen an die Hygiene bei der Aufbereitung flexibler Endoskope und endoskopischen Zusatzinstrumentariums. In: *Bundesgesundheitsblatt – Gesundheitsforschung – Gesundheitsschutz* 45 (2002), April, Nr. 4, S. 395–411. <http://dx.doi.org/10.1007/s00103-002-0395-2>. – DOI 10.1007/s00103-002-0395-2. – ISSN 1436–9990

Robert Koch-Institut 2006

ROBERT KOCH-INSTITUT ; GESELLSCHAFT DER EPIDEMIOLOGISCHEN KREBSREGISTER IN DEUTSCHLAND E. V. (Hrsg.): *Krebs in Deutschland — Häufigkeit und Trends*. Saarbrücken, Februar 2006. – 5. überarbeitete, aktualisierte Ausgabe. ISBN 3–9808880–3–7

Roberts et al. 2006

ROBERTS, K. E. ; BELL, R. E. ; DUFFY, A. J.: Evolution of surgical skills training. In: *World Journal of Gastroenterology* 12 (2006), Mai, Nr. 20, S. 3219–3224. – ISSN 1007–9327

Rodining et al. 1986

RODINING, C. B. ; WEBB, W. R. ; ZINGARELLI, W. J.: Postgraduate surgical flexible endoscopic education. In: *Annals of Surgery* 203 (1986), S. 272–274

Roseveare et al. 1998

ROSEVEARE, C. ; SEAVELL, C. ; PATEL, P. ; CRISWELL, J. ; KIMBLE, J. ; JONES, C. ; SHEPHERD, H.: Patient-controlled sedation and analgesia, using propofol and alfentanil, during colonoscopy — A prospective randomized controlled trial. In: *Endoscopy* 30 (1998), September, Nr. 9, S. A187–A259, 768–773. – ISSN 0013–726X

RSLab 2007

RSLAB: *RSLab — Robotics and Simulation Laboratory*. Internet. <http://rslab.kaist.ac.kr/>. Version: August 2007

Satava 2006

SATAVA, R. M.: Assessing surgery skills through simulation. In: *The Clinical Teacher* 3 (2006), Juni, Nr. 2, S. 107–111. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1743-498X.2006.00096.x>. – DOI 10.1111/j.1743-498X.2006.00096.x

Saunders et al. 1995a

SAUNDERS, B. P. ; HALLIGAN, S. ; JOBLING, C. ; FUKUMOTO, M. ; MOUSSA, M. E. ; WILLIAMS, C. B. ; BARTRAM, C. I.: Can barium enema indicate when colonoscopy will be difficult? In: *Clinical radiology* 5 (1995), Mai, Nr. 50, S. 318–321. – ISSN 0009–9260

Saunders et al. 1995b

SAUNDERS, B. P. ; MASAKI, T. ; SAWADA, T. ; HALLIGAN, S. ; PHILLIPS, R. K. S. ; MUTO, T. ; WILLIAMS, C. B.: A peroperative comparison of Western and Oriental colonic anatomy and mesenteric attachments. In: *International Journal of Colorectal Disease* 4 (1995), Oktober, Nr. 10, S. 216–221. <http://dx.doi.org/10.1007/BF00346222>. – DOI 10.1007/BF00346222. – ISSN 0179–1958

Schemberg und Linten 2007

SCHEMBERG, A. ; LINTEN, M.: *PC-Netzwerke*. 4. aktualisierte und erweiterte Auflage. Bonn : Galileo Press, 2007. – ISBN 3–8362–1062–2. – Buch mit DVD



Schijven und Jakimowicz 2003

SCHIJVEN, M. ; JAKIMOWICZ, J. J.: Virtual reality surgical laparoscopic simulators. In: *Surgical Endoscopy* 17 (2003), Dezember, Nr. 12, S. 1943–1950. <http://dx.doi.org/10.1007/s00464-003-9052-6>. – DOI 10.1007/s00464-003-9052-6. – ISSN 0930-2794

Schill 2001

SCHILL, M. A.: *Biomechanical Soft Tissue Modeling — Techniques, Implementation and Application*. Mannheim, Lehrstuhl für Informatik 5, Universität Mannheim, Diss., November 2001. <http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=urn:nbn:de:bsz:180-madoc-448>. – URN urn:nbn:de:bsz:180-madoc-448

Schill et al. 2000

SCHILL, M. A. ; WAGNER, C. ; KNORZ, M. C. ; BENDER, H-J. ; MÄNNER, R.: EyeSi — Operieren im Cyberspace. In: *Ophtho-Chirurgie* 12 (2000), S. 133–137

Schönfeld 1995

SCHÖNFELD, R.: *Elektrische Antriebe — Bewegungsanalyse, Drehmomentansteuerung, Bewegungssteuerung*. Berlin : Springer Verlag, 1995. – ISBN 3-540-59213-X

Schoofs et al. 2007

SCHOOFS, N. ; DEVIÉRE, J. ; VAN GOSSUM, A.: Vergleich von PillCam-Kolonkapsel-Endoskopie mit der Koloskopie bei der Diagnostik kolorektaler Tumoren: Eine prospektive Pilotstudie. In: *Endoskopie heute* 20 (2007), S. 43–49. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2007-960603>. – DOI 10.1055/s-2007-960603. – ISSN 0933-811X

Schreiber et al. 2001

SCHREIBER, R. ; FISCHER, D. ; FRISCH, M. ; ENGEL, A. ; JACOB, H. ; LEWCOWICZ, S. ; GLUKHOVSKY, A.: The use of Gastrografin in advancing the Given M2A capsule endoscope through the colon. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 53 (2001), Nr. AB178

Schubert 2000

SCHUBERT, F.: *Fachkunde für Arzthelferinnen*. 1. Auflage. Berlin : Cornelsen Verlag, 2000. – ISBN 3–464–45110–0

Sedlack et al. 2007

SEDLACK, R. E. ; BARON, T. H. ; DOWNING, S. M. ; SCHWARTZ, A. J.: Validation of a Colonoscopy Simulation Model for Skills Assessment. In: *American Journal of Gastroenterology* 102 (2007), Januar, Nr. 1, S. 64–74. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1572-0241.2006.00942.x>. – DOI 10.1111/j.1572-0241.2006.00942.x. – ISSN 0002–9270

Sedlack und Kolars 2002

SEDLACK, R. E. ; KOLARS, J. C.: Colonoscopy Curriculum Development and Performance-based Assessment Criteria on a Computer-based Endoscopy Simulator. In: *Journal of Medical Education* 77 (2002), Juli, Nr. 7, S. 750–751. – ISSN 0022–2577

Sedlack und Kolars 2003a

SEDLACK, R. E. ; KOLARS, J. C.: The Effects of Computer Simulator Training on Patient-Based Sigmoidoscopy by Residents. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 57 (2003), April, Nr. 5, S. 1495. – ISSN 0016–5107

Sedlack und Kolars 2003b

SEDLACK, R. E. ; KOLARS, J. C.: Validation of a computer-based colonoscopy simulator. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 57 (2003), Februar, Nr. 2, S. 214–218. <http://dx.doi.org/10.1067/mge.2003.81>. – DOI 10.1067/mge.2003.81. – ISSN 0016–5107

Sedlack et al. 2004a

SEDLACK, R. E. ; KOLARS, J. C. ; ALEXANDER, J. A.: Computer simulation training enhances patient comfort during endoscopy. In: *Clinical Gastroenterology and Hepatology* 2 (2004), April, Nr. 4, S. 348–352. [http://dx.doi.org/10.1016/S1542-3565\(04\)00067-9](http://dx.doi.org/10.1016/S1542-3565(04)00067-9). – DOI 10.1016/S1542-3565(04)00067-9. – ISSN 1542–3565



Sedlack et al. 2004b

SEDLACK, R. E. ; KOLARS, J. C. ; ALEXANDER, J. A.: Computer Simulator Training Enhances the Competency of Gastroenterology Fellows at Colonoscopy — Results of a Pilot Study. In: *The American Journal of Gastroenterology* 99 (2004), Januar, Nr. 1, S. 33–37. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1572-0241.2004.04007.x>. – DOI 10.1111/j.1572-0241.2004.04007.x

Seidel 2006

SEIDEL, W.: *Werkstofftechnik. Werkstoffe, Eigenschaften, Prüfung, Anwendung*. 7. Auflage. München-Bogenhausen : Hanser Fachbuchverlag, 2006. – ISBN 3-4464-0789-8

Shah et al. 2002

SHAH, S. G. ; BROOKER, J. C. ; THAPAR, C. ; WILLIAMS, C. B. ; SAUNDERS, B. P.: Patient Pain During Colonoscopy: An Analysis Using Real-Time Magnetic Endoscope Imaging. In: *Endoscopy* 34 (2002), S. 435–440. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2002-31995>. – DOI 10.1055/s-2002-31995

Shah et al. 2000

SHAH, S. G. ; SAUNDERS, B. P. ; BROOKER, J. C. ; WILLIAMS, C. B.: Magnetic imaging of colonoscopy — an audit of looping, accuracy and ancillary maneuvers. In: *Gastrointestinal endoscopy* 52 (2000), Januar, Nr. 1, S. 1–8. – ISSN 0016-5107

Shreiner et al. 2007

SHREINER, D. ; WOO, M. ; NEIDER, J.: *OpenGL Programming Guide — The Official Guide to Learning OpenGL, Version 2.1*. 6. Auflage. Amsterdam, Niederlande : Addison-Wesley Longman, 2007. – ISBN 0-3214-8100-3

Sichler 2002

SICHLER, S.: *Computergrafische Spezialeffekte für medizinische Trainingssimulatoren*. Mannheim, Lehrstuhl für Informatik 5. Universität Mannheim, Diplomarbeit, März 2002

Sievert und Silvis 1981

SIEVERT, C. E. ; SILVIS, S. E.: A canine model of gastric and colonic polyps. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 27 (1981), S. 12–16. – ISSN 0016–5107

Simbionix Ltd. 2007

SIMBIONIX LTD.: *Simbionix — GI Mentor II*. Internet. http://www.simbionix.com/GI_Mentor.html. Version: August 2007

Simbionix Ltd. 2008

SIMBIONIX LTD.: *Product Brochure — GI Mentor II*. Simbionix Version E/201-3/42008. http://www.simbionix.co.il/Brochures/GI_Mentor_E201-342008.pdf. Version: April 2008

Singh et al. 2006

SINGH, H. ; TURNER, D. ; XUE, L. ; TARGOWNIK, L. E. ; BERNSTEIN, C. N.: Risk of Developing Colorectal Cancer Following a Negative Colonoscopy Examination. In: *JAMA — The Journal of the American Medical Association* 295 (2006), Mai, Nr. 31, S. 2366–2373

Skopec 2007

SKOPEC, M. ; MEDIZINISCHE UNIVERSITÄT WIEN (Hrsg.) ; INTERNATIONALE NITZE-LEITER-FORSCHUNGSGESELLSCHAFT (Hrsg.): *Schwerpunktsammlung für Endoskopie — Institut für Geschichte der Medizin (Josephinum)*. Internet. http://www.meduniwien.ac.at/histmed/nileimus_lang.htm. Version: August 2007

Soehendra und Binmoeller 1992

SOEHENDRA, N. ; BINMOELLER, K. F.: Overview of interactive endoscopy simulators. In: *Endoscopy* 24 (1992), Nr. 2, S. 549–550. – ISSN 0013–726X

Spaelter et al. 2003

SPAELTER, U. ; BLEULER, H. ; DURATTI, L. ; ILIC, D. ; MOIX, T.: The Virtual Patient — Surgery Simulation and Virtual Reality Modelling. In: *Proceedings of the CAD-FEM Users' Meeting — Internationale FEM Technologies*. Berlin, November 2003



SPEC 2006

SPEC ; STANDARD PERFORMANCE EVALUATION CORPORATION (Hrsg.):
SPEC CPU2006. Internet. <http://www.spec.org/cpu2006/index.html>. Version: April 2006

Spektrum der Wissenschaft 2007

SPEKTRUM DER WISSENSCHAFT: *Operations-Trainingssysteme in der Medizin*. Internet. <http://www.spektrum.de/artikel/861879\&z=798888>. Version: Januar 2007

Spring 2006

SPRING, E.: *Elektrische Maschinen — Eine Einführung*. 2. Auflage. Berlin : Springer, 2006. – ISBN 3–540–28241–6

STMicroelectronics 2001

STMICROELECTRONICS: *TL081, TL081A/B — General purpose J-FET single operational amplifiers*. Genf, Schweiz: STMicroelectronics, April 2001. <http://www.st.com/stonline/products/literature/ds/2299.pdf>

Storz 1996

STORZ, B. C.: *Phantom- und videogestütztes didaktisches Konzept für die Colonoskopie*. Tübingen, Medizinische Fakultät der Eberhard-Karls-Universität, Diss., 1996

Stroustrup 2000

STROUSTRUP, B.: *The C++ Programming Language*. Special Edition. Amsterdam, Niederlande : Addison-Wesley Longman, 2000. – ISBN 0–2017–0073–5

Tassios et al. 1999

TASSIOS, P. S. ; LADAS, S. D. ; GRAMMENOS, I. ; DEMERTZIS, K. ; RAP-
TIS, S. A.: Acquisition of competence in colonoscopy: the learning curve of
trainees. In: *Endoscopy* 9 (1999), November, Nr. 31, S. 702–706. – ISSN
0013–726X

Tavrasm Assembler 2007

TAVRASM ASSEMBLER ; MORTENSEN, T. (Hrsg.): *Tavrasm Assembler*. Internet. <http://www.tavrasm.org>. Version: August 2007

Taylor 1923

TAYLOR, G. I.: Stability of a Viscous Liquid Contained between Two Rotating Cylinders. In: *Proceedings of the Royal Society of London* Bd. 102. London, Großbritannien : The Royal Society, Februar 1923 (Series A — Containing Papers of a Mathematical and Physical Character 718), S. 541–542

Teague 2000

TEAGUE, R. H.: Can we teach colonoscopic skills? In: *Gastrointestinal Endoscopy* 51 (2000), Nr. 1, S. 112–114. – ISSN 0016–5107

Thomas-Gibson und Williams 2005

THOMAS-GIBSON, S. ; WILLIAMS, C. B.: Colonoscopy training new approaches, old problems. In: *Gastrointestinal Endoscopy Clinics of North America* 15 (2005), Oktober, Nr. 4, S. 813–827. <http://dx.doi.org/doi:10.1016/j.giec.2005.08.008>. – DOI doi:10.1016/j.giec.2005.08.008. – ISSN 1052–5157

Thuraisingam et al. 2006

THURAISINGAM, A. ; MACDONALD, J. ; SHAW, I. S.: Insights into endoscopy training — a qualitative study of learning experience. In: *Medical Teacher* 28 (2006), August, Nr. 5, S. 453–459. <http://dx.doi.org/10.1080/01421590600825417>. – DOI 10.1080/01421590600825417

TIA-232-F 1997

Norm TIA-232-F-97 September 1997. *Interface Between Data Terminal Equipment and Data Circuit-Terminating Equipment Employing Serial Binary Data Interchange (ANSI/TIA-232-F-1997) (R2002)*. – Telecommunications Industry Association (TIA), Arlington (VA)

TIA-422-B 1994

Norm TIA-422-B-94 Mai 1994. *Electrical Characteristics of Balanced Volta-*



ge Digital Interface Circuits (ANSI/TIA/EIA-422-B-1994) (R2000) (R2005).
– Telecommunications Industry Association (TIA), Arlington (VA)

TIA-485-A 1998

Norm TIA-485-A-98 März 1998. *Electrical Characteristics of Generators and Receivers for Use in Balanced Digital Multipoint Systems (ANSI/TIA/EIA-485-A-98).* – Telecommunications Industry Association (TIA), Arlington (VA)

Tietze und Schenk 2002

TIETZE, U. ; SCHENK, Ch.: *Halbleiter-Schaltungstechnik.* 11., völlig neu bearbeitete und erweiterte Auflage. Springer-Verlag GmbH, 2002. – ISBN 3–5406–4192–0. – gebundene Ausgabe

Tipler et al. 2006

TIPLER, P. A. ; MOSCA, G. ; PELTE, D.: *Physik — Für Wissenschaftler und Ingenieure.* Revidierter Nachdruck der 2. Auflage 2004. Heidelberg : Spektrum Akademischer Verlag, 2006 (Spektrum Lehrbuch). – ISBN 3–8274–1164–5

Traverso 2002

TRAVERSO, L. W.: Guidelines for granting of privileges for gastrointestinal endoscopy — focus on outcomes, not number of procedures performed. In: *Surgical Endoscopy* 16 (2002), Februar, Nr. 2, S. 229. <http://dx.doi.org/10.1007/s00464-001-0072-9>. – DOI 10.1007/s00464–001–0072–9. – ISSN 0930–2794

TSB-89-A 2006

Norm TSB-89-A-2006 Januar 2006. *Application Guidelines for TIA/EIA-485-A (TSB-89-A-2006).* – Telecommunications Industry Association (TIA), Arlington (VA)

Tumorregister München 2007

TUMORREGISTER MÜNCHEN ; TUMORZENTRUM MÜNCHEN (Hrsg.): *Überleben C18–C20: Darmtumor – Bösartige Neubildung des Dickdarms, TNM-Kategorie, Relatives Überleben.* Internet.

http://www.tumorregister-muenchen.de/facts/surv/surv_C18__G.pdf. Version: Februar 2007

UICC et al. 2007

UICC ; WITTEKIND, C. ; MEYER, H.-J. ; BOOTZ, F. ; UNION INTERNATIONALE CONTRE LE CANCER (Hrsg.): *TNM — Klassifikation maligner Tumoren*. 6. Auflage. Berlin : Springer, 2007. – ISBN 3–5404–3664–2

U.S. National Library of Medicine 2007

U.S. NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE: *The Visible Human Project*. Internet. http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html. Version: August 2007

Varley et al. 2006

VARLEY, R. J. ; GOODALL, J. E. ; BINGENER, J.: Can Proficiency Benchmarks be Established using the Endoscopic Simulator? In: *Surgical Endoscopy* 20 (2006), April, Nr. 1, S. 292–S407. <http://dx.doi.org/10.1007/s00464-006-3022-8>. – DOI 10.1007/s00464-006-3022-8. – ISSN 0930–2794

Vasile et al. 2003

VASILE, B. ; RASULO, F. ; CANDIANI, A. ; LATRONICO, N.: The pathophysiology of propofol infusion syndrome: a simple name for a complex syndrome. In: *Intensive Care Medicine* 29 (2003), S. 1417–1425

Verband der Privatärztlichen VerrechnungsStellen 2006

VERBAND DER PRIVATÄRZTLICHEN VERRECHNUNGSSTELLEN: *Gebührenordnung für Ärzte (GOÄ)*. Berlin : PVS Verband, 2006

Voges et al. 1997

VOGES, U. ; HOLLER, E. ; NEISIUS, B. ; SCHURR, M. O. ; VOLLMER, T.: Evaluation of ARTEMIS, the Advanced Robotics and Telem manipulator System for Minimally Invasive Surgery. In: *Proceedings IARP of the 2nd Workshop on Medical Robotics*, 1997

Vollenweider 2000

VOLLENWEIDER, M.: *High quality virtual systems with haptic feedback*.



Lausanne, Schweiz, École Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL),
Diss., August 2000

von Clausewitz 1832

VON CLAUSEWITZ, C.: *Vom Kriege*. Deutschland : preußischer General und
Militärtheoretiker, 1832–1834 (* 1780; † 1831)

von Delius et al. 2006

VON DELIUS, S. ; FEUSSNER, H. ; SCHMID, R. M. ; FRIMBERGER, E.:
Was bringt die elektromagnetische Navigation bei der Routine-Koloskopie?
In: *Endoskopie heute* 19 (2006), S. 23–25. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2006-921522>. – DOI 10.1055/s-2006-921522. – ISSN 0933–811X

von Goethe 1816

VON GOETHE, J. W.: *Italienische Reise*. Deutschland : Dichter, Naturwissen-
schaftler, Kunsttheoretiker, Staatsmann, 1816/17 (* 1749; † 1832)

von Goethe 1829

VON GOETHE, J. W.: *Wilhelm Meisters Wanderjahre*. Deutschland : Dichter,
Naturwissenschaftler, Kunsttheoretiker, Staatsmann, 1829 (* 1749; † 1832)

von Helmholtz 1867

VON HELMHOLTZ, H.: *Handbuch der physiologischen Optik*. 1867. – ISBN
3–8102–0714–4. – Buch vergriffen – daher englische Übersetzung betrachten.

von Helmholtz 1910

VON HELMHOLTZ, H. ; SATTLER, K. H. (Hrsg.): *Klassiker der Medizin*.
Bd. 4: *Beschreibung eines Augenspiegels zur Untersuchung der Netzhaut im
lebenden Auge*. Leipzig : J. A Barth, 1910

von Helmholtz 1999

VON HELMHOLTZ, H. ; SOUTHALL, J. P. C. (Hrsg.): *Helmholtz's Treatise
on Physiological Optics*. London, Großbritannien : Thoemmes Continuum,
1999. – ISBN 1–8550–6831–1. – Englische Übersetzung des vergriffenen
von Helmholtz 1867.

von Syrakus 3CBC

VON SYRAKUS, Philemon: *Fragmente*. Griechenland : Dichter, 3CBC (* um 360 v. Chr.; † um 264 v. Chr.)

VRmagic 2008

VRMAGIC: *VRmagic Homepage — EYESi – Ophthalmosurgical Simulator*. Internet. http://www.vrmagic.com/de/medical_simulators. Version: April 2008

Wagner 2003

WAGNER, C.: *Virtuelle Realitäten für die chirurgische Ausbildung — Strukturen, Algorithmen und ihre Anwendung*. Mannheim, Lehrstuhl für Informatik 5, Universität Mannheim, Diss., Oktober 2003. <http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=urn:nbn:de:bsz:180-madoc-7213>. – URN urn:nbn:de:bsz:180-madoc-7213

Wagner et al. 2001

WAGNER, C. ; SCHILL, M. A. ; HENNEN, M. ; MÄNNER, R. ; JENDRITZA, B. ; KNORZ, M. C. ; BENDER, H-J.: Virtuelle Realitäten für die augenchirurgische Ausbildung. In: *Der Ophthalmologe* 98 (2001), April, Nr. 4, S. 409–413. <http://dx.doi.org/10.1007/s003470170151>. – DOI 10.1007/s003470170151. – ISSN 0941–293X

Waye 1990

WAYE, J. D.: Colonoscopy without fluoroscopy. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 36 (1990), Februar, Nr. 1, S. 72–73. – ISSN 0016–5107

Waye et al. 2004

WAYE, J. D. (Hrsg.) ; REX, D. K. (Hrsg.) ; WILLIAMS, C. B. (Hrsg.): *Colonoscopy — Principles and Practice*. 1. Oxford, Großbritannien : Blackwell Publishing, 2004. – ISBN 1–4051–1449–5

Weiser 2005

WEISER, F. A.: Der Ferrari im Endoskopiekasten: Zoomendoskopie — ein technologischer Quantensprung verändert die Sicht der Dinge. In: *Endoskopie*



Aktuell — Die Vierteljahrszeitschrift über flexible medizinische Endoskopie (2005), Oktober, Nr. 3, S. 7–8. http://objects.olympus-europa.com/endo/documents/Oly-Info_III-05_1308.pdf

Westman et al. 2006

WESTMAN, B. ; RITTER, E. M. ; KJELLIN, A. ; TÖRKVIST, L. ; WREDMARK, T. ; FELLÄNDER-TSAI, L. ; ENOCHSSON, L.: Visuospatial abilities correlate with performance of senior endoscopy specialist in simulated colonoscopy. In: *Journal of Gastrointestinal Surgery* 10 (2006), April, Nr. 4, S. 593–599. <http://dx.doi.org/doi:10.1016/j.gassur.2005.08.014>. – DOI doi:10.1016/j.gassur.2005.08.014. – ISSN 1091–255X

Wexner et al. 2006

WEXNER, S. D. ; BECK, D. E. ; BARON, T. H. ; FANELLI, R. D. ; HYMAN, N. ; SHEN, B. ; WASCO, K.: A consensus document on bowel preparation prior to colonoscopy. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 63 (2006), Juni, Nr. 7, S. 894–909. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gie.2006.03.918>. – DOI 10.1016/j.gie.2006.03.918. – ISSN 0016–5107

Wexner et al. 2002

WEXNER, S. D. ; EISEN, G. M. ; SIMMANG, C.: Principles of privileging and credentialing for endoscopy and colonoscopy. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 55 (2002), Februar, Nr. 2, S. 145–149. – ISSN 0016–5107

Wexner et al. 2001

WEXNER, S. D. ; GARBUS, J. E. ; SINGH, J. J.: A prospective analysis of 13,580 colonoscopies. In: *Surgical Endoscopy* 15 (2001), März, Nr. 3, S. 251–261. <http://dx.doi.org/10.1007/s004640080147>. – DOI 10.1007/s004640080147. – ISSN 0930–2794

Weymayr 2005

WEYMAIR, C. ; ZEITVERLAG (Hrsg.) ; BUCERIUS, G. (Hrsg.): *ZEIT-Lexikon*. Bd. 3: *ZEIT-Aspekte: Vorsorge mit Nebenwirkungen*. Hamburg : Zeitverlag, 2005. – ISBN 3–411–17563–X

Williams 1998

WILLIAMS, C. B.: New approaches to colonoscopy — dynamic anatomy, magnetic imaging and computer simulation. In: *Svenska Gastrodagarna*. Karlskrona, Schweden, April 1998

Williams et al. 2000

WILLIAMS, C. B. ; SAUNDERS, B. P. ; BLADEN, J. S.: Development of colonoscopy teaching simulation. In: *Endoscopy* 32 (2000), S. 901–905. – ISSN 0013–726X

Yi et al. 2006a

YI, S. Y. ; WOO, H. S. ; AHN, W. ; KIM, W. S. ; LEE, D. Y.: Clinical Evaluation of the KAIST-Ewha Colonoscopy Simulator II. In: *International Joint Conference (SICE-ICASE)*, 2006 (9440715). – ISBN 89–950038–5–5, S. 5350–5354

Yi et al. 2007

YI, S. Y. ; WOO, H. S. ; AHN, W. ; KIM, W. S. ; LEE, D. Y.: Clinical Evaluation of the KAIST-Ewha Colonoscopy Simulator II. In: *Studies in Health Technology and Informatics* 125 (2007), Februar, S. 512–514. – ISSN 0926–9630

Yi et al. 2006b

YI, S. Y. ; WOO, H. S. ; AHN, W. J. ; KWON, J. Y. ; LEE, D. Y.: New colonoscopy simulator with improved haptic fidelity. In: *Advanced Robotics* 20 (2006), März, Nr. 3, S. 349–365. <http://dx.doi.org/10.1163/156855306776014330>. – DOI 10.1163/156855306776014330. – ISSN 0169–1864

Zilles und Salisbury 1995

ZILLES, C. B. ; SALISBURY, J. K.: A Constraint-based God-object Method for Haptic Display. In: *Proceedings of the international conference of Intelligent Robots and Systems* Bd. 3. Pittsburgh, PA, USA : IEEE, August 1995. – ISBN 0–8186–7108–4, S. 146–151

